

AUS DEM LEHRSTUHL  
FÜR KIEFERORTHOPÄDIE  
PROF. DR. DR. PETER PROFF  
FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Einflussfaktoren des Bleichens auf Zahnfarbe und Haftkraft  
kieferorthopädischer Keramikbrackets – eine in vitro Studie**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von

Isabell Immerz

2012





AUS DEM LEHRSTUHL  
FÜR KIEFERORTHOPÄDIE  
PROF. DR. DR. PETER PROFF  
FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Einflussfaktoren des Bleichens auf Zahnfarbe und Haftkraft  
kieferorthopädischer Keramikbrackets – eine in vitro Studie**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von

Isabell Immerz

2012

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter:	PD Dr. Andreas Faltermeier
2. Berichterstatter:	PD Dr. Sebastian Hahnel

Tag der mündlichen Prüfung:	03. Juli 2012
-----------------------------	---------------

*Meiner Familie*

## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis.....</b>	<b>I</b>
<b>1 Einleitung und Fragestellung.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Literaturübersicht.....</b>	<b>4</b>
2.1 Materialkunde .....	4
2.1.1 Materialaufbau.....	5
2.1.1.1 Schmelz .....	5
2.1.1.2 Adhäsivsystem.....	11
2.1.1.3 Keramikbracket .....	20
2.1.1.4 Bleichmittel .....	27
2.1.2 Materialreaktionen.....	29
2.1.2.1 Bleichen.....	29
2.1.2.2 Konditionierung.....	32
2.1.2.3 Priming und Bonding .....	33
2.1.3 Materialinteraktionen .....	40
2.1.3.1 Mechanische Retention .....	40
2.1.3.2 Chemische Retention.....	44
2.1.4 Lagerungsmedien .....	47
2.1.4.1 Natürliches Lagerungsmedium Speichel .....	47
2.1.4.2 Künstliche Lagerungsmedien .....	49
2.2 Zahnfarbe .....	50
2.2.1 Farbwahrnehmung.....	51
2.2.1.1 Lichtquelle.....	51
2.2.1.2 Zahn.....	52
2.2.1.3 Rezeptoren des menschlichen Auges.....	53
2.2.1.4 Interpretation .....	55
2.2.2 Farbbestimmung.....	56
2.2.2.1 Objektive Farbbestimmung .....	56
2.2.2.2 CIEL*a*b* - System .....	57

<b>3</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>60</b>
3.1	Material .....	61
3.1.1	Rinderzähne .....	61
3.1.2	Werkstoffe .....	62
3.1.3	Geräte .....	63
3.2	Methode .....	64
3.2.1	Herstellung der Prüfkörper .....	64
3.2.2	Farbbestimmung mit CIEL*a*b* - System .....	66
3.2.3	Bleichen .....	67
3.2.4	Bracketanbringung .....	67
3.2.5	H <sub>2</sub> O - Lagerung .....	68
3.2.6	Abscherversuche .....	68
3.2.7	ARI - Score .....	71
3.2.8	Entfernen des Adhäsivs .....	71
3.2.9	Statistische Auswertung .....	72
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>73</b>
4.1	Farbmessungen .....	73
4.1.1	$\Delta E$ - Werte .....	73
4.1.2	Helligkeitsparameter .....	75
4.1.3	Rot - Grün - Parameter .....	77
4.1.4	Gelb - Blau - Parameter .....	78
4.2	Abschermessungen .....	80
4.2.1	Haftkraftmessung .....	80
4.2.2	ARI - Score Messung .....	82
4.2.3	Zusammenhang zwischen Haftkraft und ARI - Score .....	83
4.3	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	84

<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>85</b>
5.1	Diskussion des Materials .....	85
5.1.1	Substrat Rinderzahn .....	85
5.1.2	Bleichmittelkonzentration .....	87
5.1.3	Adhäsivsystem.....	88
5.1.4	Blockmaterial .....	90
5.2	Diskussion der Methode .....	92
5.2.1	Einbettung .....	92
5.2.2	Farbbestimmung .....	94
5.2.3	Bracketanbringung .....	95
5.2.4	Flüssigkeitslagerung.....	96
5.2.5	Abscherversuche .....	97
5.2.6	ARI - Score Bestimmung .....	98
5.3	Diskussion der Versuchsergebnisse.....	99
5.3.1	Farbe.....	99
5.3.2	Haftkräfte - SBS .....	102
5.3.3	ARI - Score.....	103
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerung und Ausblick.....</b>	<b>105</b>
6.1	Beantwortung der Fragen.....	105
6.2	Schlussfolgerungen.....	107
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>109</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>111</b>
<b>9</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>126</b>

## **1 Einleitung und Fragestellung**

Schönheitsideale unterliegen in der subjektiven Wahrnehmung der Gesellschaft im Laufe der Zeit starken Veränderungen. Was definiert Schönheit? Unumstritten tragen schöne Zähne über alle Trends hinweg immer dazu bei, die Attraktivität eines Menschen zu erhöhen.

Im Gegensatz zur plastischen Chirurgie ist das Ideal für die ästhetische Zahnmedizin näherungsweise definierbar. Die ästhetische Zahnmedizin nimmt positiven Einfluss auf Zahnfarbe, Zahnform, Zahnstellung und Erscheinungsbild des Zahnfleisches. Sind diese Bereiche im Einklang mit der Vorstellung des Patienten, so fühlt sich dieser in seinem Selbstwertgefühl und seiner Lebensqualität bestärkt, da nicht zuletzt der Gesichtsausdruck den Charakter unterstreichen kann.

Das Verlangen nach helleren Zähnen spiegelt sich in der breiten Produktpalette für die Heimanwendung wider. Dies beginnt bei der handelsüblichen Zahnpaste mit entsprechenden Zusätzen, über spezielle Zahnaufhellungspasten und reicht bis hin zu kompletten Anwendungseinheiten an Aufhellungsgels. Somit wurde ein neuer Absatzmarkt erschlossen, der besonders von jungen Erwachsenen und Jugendlichen aufgrund der Massenproduktion dieser Angebote genutzt werden kann. Professionelle Aufhellungsmaßnahmen in der Zahnarztpraxis erfuhren in den letzten Jahren in ähnlichem Maße eine Nachfragesteigerung.

Mit zunehmender Entwicklung sowie verbesserten Methoden und Materialqualitäten ist die Korrektur von Zahnfehlstellungen nicht mehr nur für das Kindes- und Jugendalter interessant. Auch für Erwachsene ist es möglich, ohne starke Beeinträchtigung der Lebensqualität, sich in kieferorthopädische Behandlung zu begeben. Heutzutage kann z.B. als Alternative zu den herkömmlichen Metallbrackets bei festsitzenden Apparaturen auf ästhetische Keramikbrackets zurückgegriffen werden. Zum anderen kann bei Patienten, die bereits die gewünschte Zahnstellung mit Hilfe von kieferorthopädischen Apparaturen erreicht haben, diese ohne optische Auffälligkeiten für die Zukunft fixiert werden.

Die Bereitschaft einen künstlichen Eingriff, der sich nur aus gesellschaftlichen Schönheitsvorstellungen heraus begründet, in einen grundsätzlich gesunden Körperbereich vorzunehmen, ist erstaunlich. Die richtige Vorgehensweise - wenn es diese überhaupt gibt - dem persönlichen Schönheitsideal schrittweise näher zu kommen, ist nicht abschließend geklärt. Wird andererseits eine kieferorthopädische Korrektur aus gesundheitlichen Gründen empfohlen, stellt sich die Frage, ob die durch den Markt jederzeit verfügbaren, privat anwendbaren Aufhellungsmöglichkeiten Restriktionen für professionelle Maßnahmen

darstellen. In diesem Zusammenhang wird die tägliche Praxis mit neuartigen Themen konfrontiert, welche in der vorliegenden Arbeit dargestellt werden.

Wird eine Zahnaufhellung gewünscht, werden in der Regel auf Peroxid basierende Präparate eingesetzt. Nach SCHMIDSEDER et al. (1998) sind dies überwiegend Carbamid- und Wasserstoffperoxide, welche in die obere Schmelzschicht (50 µm) eindringen und Veränderungen im morphologischen Aufbau in der Art nach sich ziehen, dass diese heller erscheint (Kap 2.1.2.1).

Die auf dem Markt angebotenen Methoden unterscheiden sich hauptsächlich in der Anwendung, zu Hause oder in der Zahnarztpraxis, und in der Konzentration der Präparate. Niedrig konzentrierte Anwendungen (Konzentration: 5 - 10%) sind nach Anfertigung einer individuell gefertigten Zahnschiene durch den Zahnarzt bzw. mittels gebrauchsfertiger Kunststoffstreifen zu Hause mehrmalig anzuwenden (home bleaching). Diese Methode eignet sich gut, um den gesamten Zahnbogen aufzuhellen. Werden dagegen einzelne, zum Teil bereits wurzelkanalbehandelte Zähne in der Farbe angepasst, kommen höher konzentrierte (15 - 50%) Peroxide zum Einsatz. Kurze Anwendungszeiten, stärkere Konzentrationen und eine hohe Applikationsgenauigkeit erfordern die Durchführung durch den Zahnarzt (in-office bleaching).

*Ist durch die morphologischen Veränderungen des Bleichens in der Schmelzoberfläche ein Einfluss auf die Haftfestigkeit adhäsiver Verbundsysteme zu erwarten?*

Maßgeblich wird die dentale Farbe durch das Dentin bestimmt, welches durch den transluzenten Zahnschmelz hindurchschimmert. Die Dicke der Schmelzschicht ist verantwortlich für die Schwächung der Intensität der Dentinfarbe. Eine Aufhellung fällt inzisal und approximal aufgrund fehlender Dentinunterlagerung auf. Grundsätzlich entsteht die Zahnfarbe ebenso wie die Farbe anderer Körper und basiert damit unter anderem auf Absorption, Transmission, Reflexion und Remission von Frequenzanteilen des Lichtspektrums (Kap. 2.2.1).

Bei der Anheftung von Brackets werden in der Regel Adhäsivsysteme verwendet. Im ersten Schritt vergrößert eine Säure - Ätzung die Oberfläche des Schmelzes. Dies ist Voraussetzung für eine verbesserte Benetzung durch den Primer (zweiter Schritt) und durch das Adhäsiv (dritter Schritt), welches den eigentlichen Haftvermittler zwischen Zahn und Bracket darstellt (Kap. 2.1.2.3).



Die beiden aufgeführten Methoden des Bleachings und des Auftragens von Adhäsivsystemen initiieren Oberflächenveränderungen im Zahnschmelz.

*Zieht der Einsatz der Adhäsivtechnik eine Veränderung in der Zahnfarbe nach sich?*

*Wird die Wirkung einer bereits vorher mit Peroxid behandelten Schmelzoberfläche durch eine Säure - Ätzung in der Weise verstärkt, dass eine weitere Zahnaufhellung eintritt?*

*Haben Veränderungen in der kristallinen Schmelzstruktur durch Peroxid- und Säureeinwirkung eine gegenseitige Verstärkung oder Aufhebung zur Folge?*

Nach abgeschlossener Korrektur der Zahnstellung werden die Brackets wieder entfernt. Im Fokus dieser mechanisch durchgeführten Maßnahme stehen das nach dem Abscheren anhaftende Kunstharz (Restadhäsiv) auf dem Schmelz sowie eventuell unerwünschte Schmelzausrisse. Die Auswertung dieser noch anhaftenden Restbestandteile am Schmelz im Vergleich zur Anhaftung an der Bracketbasis wird mit Hilfe des Adhesive Remnant Index (ARI) in der nachfolgenden Arbeit durchgeführt (Kap. 2.1.3.1).

*Ermöglicht eine vorausgegangene Peroxidbehandlung eine stärkere Anhaftung des Adhäsivsystems auf dem Zahnschmelz?*

*Öffnet eine Säure - Ätzung bzw. die Kombination mit einer vorausgegangenen Peroxideinwirkung die Mikrooberfläche des Schmelzes derart, dass tief eingedrungene Adhäsivbestandteile nach einer normalen Versäuberung zurückbleiben und farbliche Nuancen bewirken?*

Der Fortschritt in der Herstellung von Präparaten für die Zahnaufhellung und den Komponenten adhäsiver Befestigungssysteme ist enorm. Beide Bereiche erfahren nicht zuletzt durch vereinfachte Anwendungstechniken große Nachfrage.

Das Ziel dieser Arbeit ist, mögliche gegenseitige Wechselwirkungen des Bleachings und der Verwendung adhäsiver Bracketbefestigungen durch einen in vitro Versuch mit präparierten Rinderzähnen darzustellen und dahingehend zu untersuchen, ob bisher bekannte Materialeigenschaften nachhaltig beeinflusst werden.

## 2 Literaturübersicht

Werkstoffe, die in der praktischen Zahnmedizin eingesetzt werden, unterliegen hohen Ansprüchen hinsichtlich allgemeiner, physikalischer, chemischer und klinischer Anforderungen.

Positives Reaktionsverhalten in der Biokompatibilität, keine toxikologischen Risiken, gute Verarbeitungsmöglichkeiten und geringe Sensibilität in Bezug auf die einzusetzende Technik stellen das allgemeine Anforderungsprofil dar. Nicht zuletzt sollten die eingesetzten Materialien den Ansprüchen der Ästhetik genügen und gute optische Eigenschaften erfüllen.

Im Bereich der Befestigungstechnik zählen Mundbeständigkeit und Röntgenopazität zu den klinischen Anforderungen (SCHIEßL, 2008).

### 2.1 Materialkunde

Kieferorthopädisch kennzeichnend für ein vestibulär befestigtes Bracket ist dessen Funktion als Ansatzpunkt zur Bewegung des Zahnes in die gewünschte Richtung. Abb. 1 zeigt die Befestigung eines Keramikbrackets auf einem mandibulären Inzisivus eines Rindes, welcher in einen Gipsblock eingelassen ist. Von besonderem Interesse im Rahmen dieser Arbeit sind die Schnittstellen zwischen Zahn und Adhäsiv (Schnittstelle 1) sowie Adhäsiv und Bracketbasis (Schnittstelle 2).



**Abb. 1. Graphische Darstellung der Schnittstellen 1 und 2 eines am Zahn befestigten Brackets.**

Bei Maßnahmen der Zahnaufhellung liegt der Fokus vorrangig auf Schnittstelle 1. Für die Auswahl eines Brackettyps mit entsprechendem Basisdesign ist Schnittstelle 2 interessant. Aussagen bezüglich der Qualität einer adhäsiven Befestigung (Abscherkräfte und ARI-Score) begründen darüber hinaus eine genaue Untersuchung beider Grenzschichten.

### 2.1.1 Materialaufbau

Die Besonderheit in der zahnärztlichen Befestigungstechnik ist in der Verbindung von natürlichen, lebenden (Kap. 2.1.1.1) und künstlichen Materialien (Kap. 2.1.1.2 - 2.1.1.4) zu sehen. Die Struktur der nachfolgend beschriebenen Materialien legen einerseits physikalische Eigenschaften fest und andererseits wird deren chemische Reaktionsbereitschaft (siehe Kap. 2.1.2) unter klinischen Bedingungen weitestgehend determiniert.

**Tab. 1. Physikalisches Anforderungsprofil für zahnärztliche Materialien (nach C. Schießl, 2008).**

Anforderung	hoch	niedrig	gut
Dimensionsstabilität	X		
Thermische / elektrische Leitfähigkeit		X	
Wärmeausdehnungskoeffizient		X	
Abrasionsfestigkeit	X		
Biege- und Druckfestigkeit	X		
Frakturresistenz	X		
Kaustabilität	X		
Zahnärztlicher E - Modul	X		
Poliereigenschaften			X

#### 2.1.1.1 Schmelz

Die Anwesenheit bzw. das Aussehen der Zähne beeinflusst in erheblichem Ausmaß die zwischenmenschliche Kommunikation. Fehlende Zähne sind nicht nur ein ästhetisches Problem, sie verschlechtern auch maßgebend die Aussprache des Betroffenen. Diese Beeinflussung der Phonetik kann möglicherweise auch das Selbstbewusstsein eines Menschen beeinträchtigen, das sich wiederum negativ auf die zwischenmenschliche Kommunikation auswirkt.

Fehlen bei Kindern mit Milchgebiss vorzeitig Zähne, dann ist es weniger das Problem der Einschränkung des Selbstbewusstseins, sondern vielmehr der Verlust der Platzhalterfunktion

des Milchgebisses. Die nachfolgenden permanenten Zähne können vorzeitig und an falscher Stelle durchbrechen und somit Zahnfehlstellungen hervorrufen (LEHMANN et al., 1998).

Neben der Ästhetik, Phonetik und Platzhalterfunktion ist die Hauptaufgabe der Zähne, bei Menschen gleichermaßen wie bei Tieren, das Zerkleinern der aufgenommenen Nahrung.

Der widerstandsfähige Aufbau eines Zahnes mit den folgenden drei Zahnhartsubstanzen ist die Grundvoraussetzung zur Erfüllung dieser Aufgaben. Ein Zahn untergliedert sich in Zahnkrone und Zahnwurzel. Die Wurzel ist im Kieferknochen verankert und vom Wurzelzement (1. Zahnhartsubstanz) überzogen. Darunter befindet sich das Dentin (2. Zahnhartsubstanz), welches das Zahnmark, die Pulpa, umschließt. Im Kronenbereich wird das Dentin von einer Schmelzkappe (3. Zahnhartsubstanz) bedeckt. Das härteste und abrasionsbeständigste Material im menschlichen Körper ist die Schmelzsubstanz, die im Folgenden näher erläutert wird (LEHMANN et al., 1998).

## **Mensch**

Der Zahnschmelz besteht zu rund 95 Gew% aus Apatit, einer anorganischen Substanz (LEHMANN et al., 1998). Dessen Hauptbestandteile zeigt Tab. 2 mit dem dazugehörigen prozentualen Trockengewicht sowie der chemischen Stoffmenge.

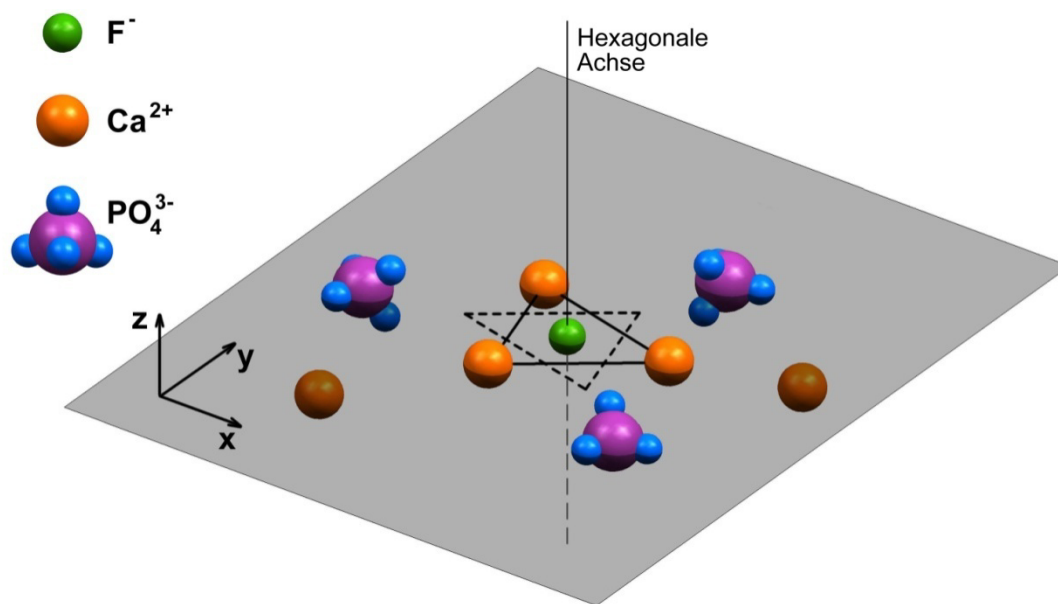
**Tab. 2. Anorganische Bestandteile des menschlichen Zahnschmelzes (nach E. D. EANES, 1979).**

<b>Bestandteil</b>	<b>Trockengewicht [%]</b>	<b>Mol [mg]</b>
Ca	36,4	9,1
P	17,4	5,6
Mg	0,40	0,16
Na	0,66	0,29
K	0,03	0,008
CO <sub>2</sub>	2,7	0,61
Cl	0,23	0,065
F	0,01	0,005

Die angegebenen Werte haben Durchschnittscharakter und spiegeln nicht die häufig in sich ungleiche Stoffmengenzusammensetzung innerhalb der Schmelzschicht wider. Neben den gelisteten Bestandteilen werden in der Literatur darüber hinaus Zink, Silizium sowie weitere 40 bekannte Elemente des Schmelzes geführt (EANES, 1979).

In der Schmelzoberfläche befinden sich Fluorid- ( $F^-$ ), Chlorid- ( $Cl^-$ ), Sulfat- ( $SiO_4^{4-}$ ) und Zinkionen ( $Zn^{2+}$ ) in stärkeren Konzentrationen, während in tieferen Schichten des Schmelzes Carbonat- ( $CO_3^{2-}$ ), Natrium- ( $Na^{2+}$ ) und Magnesiumionen ( $Mg^{2+}$ ) zunehmen. Wenige Ionen, wie das Kaliumion ( $K^+$ ), scheinen gleichmäßig verteilt zu sein. Nach EANES (1979) ist es schwierig generelle Aussagen bezüglich der vielen Faktoren, welche Verteilung und relative Menge der anorganischen Bestandteile des Schmelzes beeinflussen, zu tätigen.

Bezüglich der Struktur dienen Vergleiche mit Mineral - Apatiten dazu, strukturelle Eigenschaften des Schmelz - Apatites abzuleiten. Apatite bilden als Grundstruktur ein hexagonales Gerüstgitter (Kap. 2.1.1.3) aus Kalzium- ( $Ca^{2+}$ ) und Phosphationen ( $PO_4^{3-}$ ), welches entlang von Achsen aus einwertigen Anionen (z.B.  $F^-$ ,  $Cl^-$ ,  $OH^-$ ) Säulen ausbildet. Die Anordnung dieser Kristallgrundstruktur eines Fluorapatiten ( $Ca_5(PO_4)_3F$ ) zeigt Abb. 2, welche anhand der Ausführungen von EANES erstellt wurde.



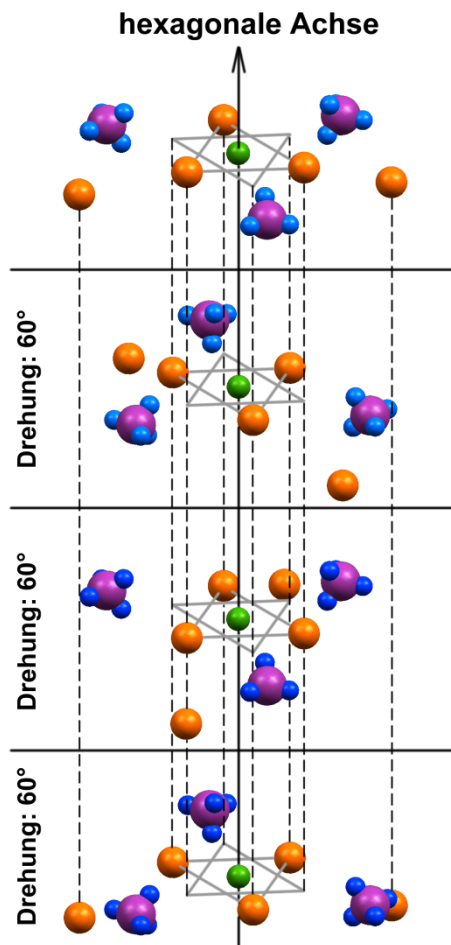
**Abb. 2. Hexagonale Grundstruktur des Fluorapatit – Kristalls.**

In der dreidimensionalen Graphik (Abb. 2) befinden sich das Fluoranion, drei Kalziumatome, die Phosphoratome sowie ein Teil der Sauerstoffatome (Anzahl<sub>x,yEbene</sub>: 13) auf gleichem Niveau in der x,y - Ebene. Darüber befinden sich weitere Sauerstoffatome und die darunter sitzenden Atome, zwei Kalziumatome und die restlichen Sauerstoffatome, sind in der Farbgebung dunkler dargestellt (Anzahl<sub>darunter</sub>: 5; Anzahl<sub>darüber</sub>: 3).

Im Zentrum der Grundstruktur befindet sich das Fluoranion, durch welches die hexagonale Achse verläuft. Drei der jeweils fünf Kalziumatome liegen auf gleicher Höhe und formen ein

gleichseitiges Dreieck, das durch die Achse zentriert wird und senkrecht zu dieser steht. Mit einem Abstand von  $3,45 \text{ \AA}$  und einer Rotation von  $60^\circ$  (gestricheltes Dreieck) folgen diese Dreiecke entlang der hexagonalen Achse aufeinander (vgl. Abb. 2) und tragen so zum Aufbau der säulenartigen Mikrostruktur bei. Die verbleibenden Kalziumatome befinden sich unter der x,y - Ebene und bilden dort in z - Richtung, parallel zur hexagonalen Achse, Säulen. Zwischen den Kalziumatomen der x,y - Ebene und Letzteren sind Phosphatgruppen eingegliedert. Diese tetraederförmigen Phosphatmoleküle ordnen sich ähnlich der Fluorid - Kalzium Dreiecke ebenfalls in die hexagonale Symmetrie ein. Innerhalb des Phosphatmoleküls liegen das Phosphoratom und zwei Sauerstoffatome direkt in der x,y - Ebene. Die anderen beiden Sauerstoffatome liegen über und unter der Ebene, am nächsten zu den inneren (hexagonale Achse) Kalziumpositionen.

Die Aufeinanderfolge der hexagonalen Grundstruktur (Abb. 2) entlang der hexagonalen Achse ist in Abb. 3 dargestellt. Die säulenartige Struktur führt zum Aufbau der sogenannten Schmelzprismen.



**Abb. 3. Schmelzprisma – Ausschnitt.**

Die Hauptausrichtung der Schmelzprismen verläuft von der Schmelz - Dentin Grenze bis zur Schmelzoberfläche. Die Prismenlänge wird im Durchschnitt mit  $1\ \mu\text{m}$  angegeben (NELSON et al., 1984; TSUDA et al., 1994), wobei die Werte für den Durchmesser von 4 - 15 nm (NELSON et al., 1984) über 50 nm (TSUDA et al., 1994) bis zu 100 nm (WHITE et al., 2001) variieren.

Mit hochauflösenden Elektronenmikroskopen ist es möglich eine regelmäßige Struktur von Apatitkristallen, besonders im Querschliff, darzustellen.

Nach LEHMANN et al. (1998) handelt es sich dabei aber nicht um Prismen im exakt geometrischen Sinne, da der Durchmesser dieser Bauelemente des Schmelzes von der Schmelz - Dentin Grenze bis zur Schmelzoberfläche zunimmt. Die mikroskopische Untersuchung zeigt darüber hinaus, dass die Ausrichtung der einzelnen Prismen ebenfalls nicht geradlinig und parallel verläuft. Vielmehr gruppieren sich diese zu Bündeln oder Büscheln mit einem ungefähren Durchmesser von  $4,5\ \mu\text{m}$  (WHITE et al., 2001), welche

unterschiedliche Orientierungen aufweisen können (Hunter - Schregersche Streifen). In entsprechenden Schnittpräparaten erscheinen einige gebündelte Apatitsäulen longitudinal getrennt (Parazonien), während angrenzende Bündel einen transversalen Schnitt (Diazonien) zeigen (MORTELL et al., 1956).

Eine weitere morphologische Eigenschaft, die auf die durch Wachstumsschübe rhythmische Kalkablagerung zurückzuführen ist, sind die Retzius - Streifen. Diese sind parallel zur Schmelz - Dentin Grenze gerichtet und laufen an der Schmelzoberfläche aus. Das bewirkt feine, parallel zur Schneidekante verlaufende Einsenkungen in der morphologischen Zahnoberfläche, die sogenannten Perikymatien (LEHMANN et al., 1998).

Bei Milchzähnen deckt eine weitere Oberflächenschicht den Zahnschmelz ab. Diese strukturfrei erscheinende Deckschicht weist keine Prismen mehr auf. Sie wird auf die Endstadien der Amelogenese zurückgeführt und bildet sich nach dem Zahndurchbruch nicht mehr nach. Gelegentlich wird von deren Existenz bei retinierten bleibenden Zähnen berichtet, wobei sie sich dabei aber nur in der Zervikalregion befindet. Sie weist parallel zur Oberfläche verlaufende Markierungen auf, welche schichtbildenden Charakter zeigen (CEVC et al., 1976).

## **Rind**

Der Maßstab von zahnärztlichen in vitro Untersuchungen definiert sich in der maximal möglichen Abbildung reeller (in vivo) Bedingungen. Eine optimale Ausgangssituation beginnt bei der Substratwahl, welche im Idealfall menschliches Zahnmaterial darstellt. Allerdings stehen für den Versuch geeignete, extrahierte menschliche Zähne - nicht zuletzt aufgrund der Fortschritte in der konservierenden Zahnheilkunde - häufig nicht zur Verfügung.

Als verwendete Substitute werden in der Literatur unter anderem Rinderzähne geführt, welche durch deren Verfügbarkeit und größeren Formates vielfach in Versuche eingehen. Nach ABUABARA et al. (2004) ähneln sich unter histologisch chemischen und anatomischen Aspekten die Zähne aller Säugetiere. Im Detail gibt es allerdings unterschiedliche Aussagen über die Einsetzbarkeit von Rinderzähnen als Substitut zu menschlichen Zähnen.

Im Rahmen dieser Arbeit steht die qualitative Aussagekraft hinsichtlich adhäsiver Einsatzbereiche. NAKAMICHI et al. (1983) führten dazu eine Evaluation mit fünf Zement- und zwei Komposittypen durch. Obwohl die Rinderzähne geringfügig niedrigere Adhäsivkräfte annahmen, welches sich vielleicht in größeren Schmelzkristallkörpern und häufigeren Gitterstrukturdefekten des Rinderschmelzes begründet (MORIWAKI et al., 1968), konnte keine statistische Signifikanz hinsichtlich eines Unterschiedes nachgewiesen werden. Jedoch wird



von morphologischen Unterscheidungen bei den Ätzmustern berichtet. Geätzter menschlicher Schmelz zeigt arkadenförmige und jener vom Rind kleine ovalförmige Oberflächen (NAKAMICHI et al., 1983).

### **Substitutionen**

Eine Besonderheit, die durch den schematischen Charakter der dreidimensionalen Darstellung in Abb. 2 nicht leicht ersichtlich ist, stellen die klobigen Phosphatmoleküle dar, welche den Großteil des Gittervolumens einnehmen (EANES, 1979). Eine maßstabsgetreue Abbildung der Grundstruktur, die weit über den Rahmen dieser Arbeit hinausgehen würde, zeigt die Anionen ( $\text{PO}_4^{3-}$ ) hexagonal dicht zusammengepackt. Diese stabile Anordnung ist wahrscheinlich Voraussetzung für die Eigenschaft des Apatitgitters Substitutionen einzugehen. Im Gegensatz dazu trägt die hexagonale Achse vermutlich am wenigsten zur Intaktheit des Gitters bei (LEVINKIND et al., 1990). In erster Linie begründen sich Austauschreaktionen entlang der Achse in der Stabilität der Phosphatanordnung.

Nach EANES (1979) bewirken Substitutionen im Schmelzapatit Strukturveränderungen des Gitters senkrecht zur hexagonalen Achse in x,y -Ebene. Solche in z -Richtung sind unbedeutend. Von Wasser, Hydrogenphosphat und Chloridanionen ist bekannt, dass sie die Struktur vergrößern ( $0,03 \text{ \AA}$ ), während Fluoridanionen kontrahierend wirken. Carbonationen können je nach Substitutionsort vergrößernde oder zusammenziehende Eigenschaften nach sich ziehen. Somit ist es nicht möglich, allein aufgrund struktureller Veränderungen auf Art und Ausmaß einzelner Schmelzbestandteile bzw. -verunreinigungen zu schließen.

#### **2.1.1.2 Adhäsivsystem**

In der ästhetischen Zahnheilkunde ist die Adhäsivtechnik die Basis aller modernen Behandlungsmethoden. Sie ermöglicht die nachhaltige Befestigung von Kunststofffüllungen, kieferorthopädischen Apparaturen und mit Kunststoff befestigtem Zahnersatz. Die steigende Nachfrage speziell in der zahnfarbenen Restauration hat die Entwicklung der Adhäsiv- bzw. Bondingsysteme in den vergangenen zehn Jahren stark vorangetrieben. Entsprechend attraktiv und umfassend ist das Angebot von Adhäsivsystemen.

Adhäsion bezeichnet den Haftzustand einer Grenzflächenschicht zwischen Feststoff und Flüssigkeit, welche in engem Kontakt zueinanderstehen (BLUNCK, 2005). Wirken dagegen nur innerhalb der Flüssigkeit bzw. des Feststoffes Bindungskräfte, ist dies als Kohäsion definiert.









Die Haftung an der Zahnhartsubstanz kommt durch mechanische und / oder chemische Kräfte zustande, wobei in der Zahnmedizin in erster Linie die mechanische Retention über Mikroporositäten und rauen Oberflächen eine wichtige Rolle spielt. Dazu wird ein niedrigviskoses Adhäsiv mit gut benetzenden Eigenschaften benötigt, damit es sich auf den Oberflächen mikromechanisch verankert (MORITZ et al., 2009).

Ein adhäsiver Verbund wird zwischen Dentin oder Schmelz einerseits und dem Füllungsmaterial oder entsprechenden Hilfsmitteln zur Korrektur von Zahnfehlstellungen andererseits herbeigeführt. Der Vollständigkeit halber wird darauf verwiesen, dass der Aufbau einer stabilen Verbindung von Adhäsivsystemen zum Dentin besondere Anforderungen an Mechanismus und Material stellt. Zum einen muss die hydrophile Struktur des Dentins mit den hydrophoben Adhäsiveigenschaften vereint werden und zum anderen eine nach jeder mechanischen Bearbeitung entstehende Schmierschicht chemisch beseitigt werden (MORITZ et al., 2009). Im Fokus der vorliegenden Arbeit liegt der adhäsive Einsatz zwischen Schmelz und Keramikbracket.

Um eine erfolgreiche Anhaftung auf der Zahnoberfläche zu gewährleisten, wird durch die Applikation von Säuren auf dem Schmelz die Ausbildung von Ätzmustern initiiert (Kap. 2.1.2.2). Ein in diese mikroporöse Oberfläche einfließender niedrigviskoser Haftvermittler (Primer) stellt mit der anschließenden Polymerisation die mikromechanische Verankerung her.

Grundlegend gehört zum Aufbau eines adhäsiven Verbundes (Bonding Mechanismus) das Konditionieren des Schmelzes (1. Schritt), die Applikation eines Primers (2. Schritt) sowie eines Adhäsivs (3. Schritt). Primer und Adhäsiv vermischen und stabilisieren sich zu einer Hybridschicht, die das Bindeglied zum aufzusetzenden Bracket darstellt (MORITZ et al., 2009; BLUNCK, 2005). Die fortschreitenden Entwicklungsgenerationen an Adhäsivsystemen reduzieren benötigte Arbeitsschritte bei gleichzeitiger Steigerung der Ergebnisqualitäten (Tab. 3). Die am meisten anerkannte Klassifizierung der Systeme in Typ 1 bis 4 ist auf VAN MEERBEEK (1992) zurückzuführen.

**Tab. 3. Überblick der 4 Typen von Adhäsivsystemen. Differenzierung nach Anzahl und Art der verschiedenen Arbeitsschritte (nach A. MORITZ et al., 2009).**

Etch & Rinse Adhäsive mit Phosphorsäurekonditionierung		Self Etch selbstkonditionierende Adhäsive	
<b>Typ 1</b> 3./4. Generation	<b>Typ 2</b> 5. Generation	<b>Typ 3</b> 6. Generation	<b>Typ 4</b> 6./7. Generation
<b>3-Schritt-Systeme</b>	<b>2-Schritt-Systeme</b>	<b>2-Schritt-Systeme</b>	<b>1-Schritt-Systeme</b> (auch Mehrfachapplikation)
1. Phosphorsäuregel 	1. Phosphorsäuregel 	1. „Kondi“-Primer 	Einflaschen-Adhäsiv 
2. Primer 	2. Einflaschen-Adhäsiv 		(All-in-one oder Mischprodukte)
3. Bonding 		2. Bonding 	

Neben Produkten des Typs 1, welche drei Anwendungsschritte benötigen (Zeitbedarf: 100 - 130 s), werden am Markt Systeme angeboten, die die Aufgabe des Primers und des Adhäsivs (Typ 2) oder die des Conditioners und des Primers vereinen (Typ 3). Durch die Einsparung eines Arbeitsschrittes ist der Zeitbedarf zwar geringer, allerdings resultiert der Zeitgewinn aufgrund der einzuhaltenden Einwirkzeiten im Rahmen von nur 10 bis 25 s. Sogenannte All-in-one Produkte von Typ 4 (Zeitbedarf: 50 - 80 s) benötigen nur noch einen Arbeitsschritt und erfüllen so neben der Funktion des Ätzmittels gleichzeitig auch die des Primers und des Adhäsivs (HALLER et al., 2003).

Ein deutlicher Zeitgewinn entsteht erst durch den Wegfall des separaten Arbeitsschrittes für das Konditionieren - Applikation des Ätzgels, Einwirkzeit, Absprühen und vorsichtiges Trocknen benötigen ca. 60 s (HALLER et al., 2003). Die Tatsache, dass alle vier Typen am Markt erhältlich sind, trägt deren Vor- und Nachteilen hinsichtlich Anwendungseignung, Arbeitseffizienz und Ergebnisqualität Rechnung.

Vor dem Hintergrund des Bonding Mechanismus können bestimmte Anforderungen an Adhäsivsysteme gestellt werden. Eine mikromechanische Verankerung entsteht erst nach der Freilegung der Schmelzoberfläche, einer darin ausreichenden Einsickerung des Kunststoffes und dessen Polymerisation. Folglich sind die Beseitigung der Schmierschicht zusammen mit einer gewissen Demineralisation die Voraussetzung für eine gute Benetzung, Ausbreitung, Penetration und Polymerisation der Kunststoffkomponenten.

Obwohl der Anspruch an die chemische Zusammensetzung der Adhäsivsysteme sehr hoch ist, lassen sie sich grundsätzlich in zwei Hauptgruppen einteilen:

- E&R: etch & rinse - Adhäsive mit vorhergehender Phosphorsäurekonditionierung
- SEA: self - etch adhesives - selbstkonditionierende Adhäsive

Ungeachtet der Fläschchenanzahl haben sie ähnliche Inhaltsstoffe, deren anteiliges Mischungsverhältnis zwischen den verschiedenen Typen (vgl. Tab. 3) jedoch variiert. Grundsätzlich enthalten Adhäsive Acrylharz - Monomere, organische Lösungen, Initiatoren und Inhibitoren und bei Bedarf Füllstoffe (VAN LANDUYT et al., 2007).

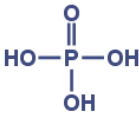
Werden Monomere (organische Matrix) mit Füllstoffen wie Glaskeramik, Silikate und Siliziumdioxid (anorganische Matrix) und einer Verbundphase über Silane oder Copolymere (Kopplungsagens) kombiniert, entstehen Komposite. Diese weisen für den klinischen Einsatz entsprechende Materialeigenschaften auf (GÖBEL 2003; SCHIEBL 2008).

Unterschied zwischen Komposit und Adhäsiv ist per Definition der Füllstoffgehalt. Während Komposite immer einen gewissen Füllstoffgehalt aufweisen, der die mechanischen und physikalischen Eigenschaften wie Druck- und Zugfestigkeit verbessert, enthalten Adhäsive in der Regel keine Füllstoffe. Der für Komposite verbessernde materialtechnische Effekt von Füllkörpern, der vor allem in der Verwendung als restauratives Ersatzmaterial von besonderer Bedeutung ist, ist bei Adhäsiven, die als Befestigungsmaterial für zahnerhaltende Restaurationen verwendet werden, kontrovers. Die Viskosität wird durch Beimengung von Füllkörpern erhöht und somit die Auftragung einer äußerst dünnen Adhäsivschicht erschwert. Je größer die Füllkörper sind, desto stärker wird die Penetration der zu benetzenden Oberfläche eingeschränkt (VAN LANDUYT et al., 2005). Entsprechend ihrer Größe werden Makrofüller (0,1 - 100 µm aus Quarz, Glas und Keramik) von Mikrofüllern (0,1 µm aus Siliziumdioxid) unterschieden. Im Gegensatz zu Mikrofüllern ist der Nachteil von Makrofüllern eine schlechte Polierbarkeit und die daraus resultierende hohe Oberflächenrauigkeit des Komposits. Vorteile der Makrofüller sind die reduzierte Polymerisationsschrumpfung, die verringerte Wasseraufnahme und ein geringes thermisches Expansionsverhalten. Vorteil von Mikrofüllern ist ein verbessertes Verschleißverhalten aufgrund der höheren Packungsdichte. Sogenannte Hybridkomposite enthalten beide Füllertypen und vereinen so die positiven Eigenschaften beider Systeme (SCHIEBL 2008).

## Ätzel (1. Schritt)

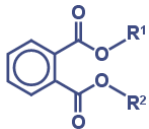
Die Erzeugung eines stabilen Verbundes von Adhäsiv und Schmelz ist aufgrund der morphologischen Oberflächenbeschaffenheit des Schmelzes ein komplexer Vorgang. Der Verbleib der prismenfreien Deckschicht sowie die darauf abgelagerten organischen Verbindungen, welche zur Ausbildung einer Schmierschicht führen, würden nur eine unzureichende Adhäsion von Bonding - Substanzen zur Folge haben.

Die Vorbereitung der Schmelzoberfläche mit einer ätzenden Substanz entfernt Ablagerungen und bereitet die erwünschte mechanische Retention der Hybridschicht vor. Der Vorgang dieses Konditionierens wird in der Regel mit Orthophosphorsäure (Abb. 4) unterschiedlicher Konzentrationen durchgeführt.

	Summenformel	Strukturformel
<b>Orthophosphorsäure</b>	$\text{H}_3\text{PO}_4$	

**Abb. 4. Orthophosphorsäure (nach E. C. MORTIMER et al., 2010).**

Die Phosphorsäure wird in Form eines gefärbten Gels aufgetragen. Als Basis dieser Gelmaterialien werden in der Regel Polyethyl - Methacrylat Polymere verwendet, welche mit einer Mischung aus Alkohol und Phthalatestern (Abb. 5) vermennt sind. Dadurch wird eine flexible Aneinanderlagerung der Polymerketten und somit die erwünschte Gelformation erreicht (GRAHAM et al., 1991).

	Summenformel	Strukturformel
<b>Phthalatsäureester</b>	$\text{R}^1\text{C}_8\text{H}_4\text{O}_4\text{R}^2$	

**Abb. 5. Phthalatsäureester (nach E. C. MORTIMER et al., 2010).**

Säuren in gefärbter Gelsubstanz verbleiben auf dem Applikationsort und erlauben so eine ausgezeichnete Kontrolle des konditionierenden Bereiches (HELLWIG et al., 1999).

## Primer (2. Schritt)

Die schwache Wechselwirkung des hydrophoben Adhäsivsystems mit der feuchten Oberflächenstruktur der Zahnhartsubstanz würde zu keiner befriedigenden Verbundsituation führen. Um jedoch eine ausreichende Benetzbarkeit des Adhäsivs zu ermöglichen, werden Haftvermittler verwendet. Diese sogenannten Primer sind in Wasser, Ethanol oder Aceton gelöste hydrophile Monomere oder Monomergemische. Breite Anwendung findet z.B. HEMA (Hydroxyethyl - Methacrylat), 4 - MET (4 - Methacryloyloxyethyl Trimellithsäure) bzw. 10 - MDP (10 - Methacryloyloxydecyl Dihydrogenphosphat) (VAN MEERBEEK et al., 1992; WEBER 2010; VAN LANDUYT et al., 2005, 2007). Diese nachfolgend abgebildeten funktionellen Monomere sind repräsentativ für kurz- bis langkettige Primer (Abb. 6).

	Summenformel	Strukturformel
HEMA	$C_6H_{10}O_3$	
4 - MET	$C_{15}H_{12}O_4(COOH)_2$	
10 - MDP	$C_{14}H_{25}O_3(H_2PO_3)$	

**Abb. 6. Funktionelle Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2005, 2007).**

Nimmt der Anteil an Kohlenstoffketten im Monomer zu, so wirken neben den vorrangig hydrophilen Eigenschaften auch hydrophobe. Dies beeinflusst vor allem das Lösungsverhalten (Aceton, Ethanol, Wasser) der Moleküle und die Stabilität der Veresterungsprodukte sowie die vorbereiteten Bindungen (Kap. 2.1.2.3) für das Adhäsiv (VAN LANDUYT et al., 2007).

In Aceton gelöste Primer verringern die Oberflächenspannung, erhöhen den Dampfdruck des Wassers und beschleunigen somit dessen Verflüchtigung. Diese sind jedoch gegenüber aggressiver Trocknung empfindlicher als wasserbasierte Primer (WEBER, 2010).

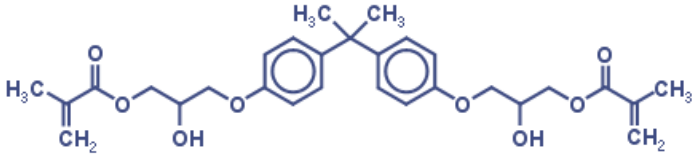
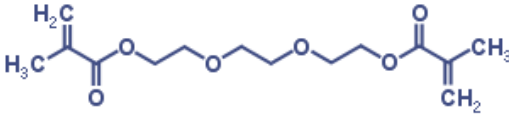
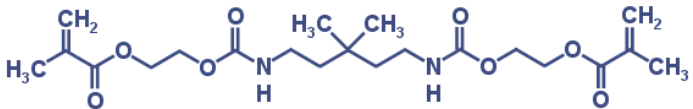
### Adhäsiv (3. Schritt)

Durch die Polymerisation von Methylmethacrylat beginnt 1935 die industrielle Produktion von Polymethylmethacrylat (PMMA) (KAISER, 2006). Früh entwickelte, in oraler Umgebung aushärtende PMMAs zeigten ein exothermes Temperaturverhalten, waren wenig abrasionsstabil und schrumpften während der Polymerisation stark. Bowen synthetisierte 1965 das bifunktionelle Monomer Bisphenol - A - Glycidylmethacrylat (Bis - GMA). Dieses ist ein Additionsprodukt des Epoxidharzes Bisphenol A und der Glycidmethacrylsäure. Epoxidharze haben ausgezeichnete mechanische Belastungseigenschaften, härten jedoch in feuchter Umgebung schlecht aus und eignen sich nicht zuletzt aufgrund ihrer toxischen Eigenschaften nicht zum Direkteinsatz. Bis - GMA wurde später auch aus dem Diglycidylether des Bisphenol A (Epoxidharz Monomer) und der Methacrylsäure synthetisiert (SCHIEBL, 2008; VAN LANDUYT et al., 2007).

Die Vorteile Acrylat-, speziell Methacrylat - Monomer basierender Systeme sind in der einfachen radikalischen Polymerisation, ihrer Farblosigkeit und dem geschmacksneutralen Charakter zu sehen. Der Hauptunterschied zwischen Acrylat und Methacrylat (besitzt eine Methylgruppe mehr) ist ihr Reaktionsvermögen. Im Gegensatz zu Methacrylat sind die Doppelbindungen in Acrylat viel reaktionsfreudiger, was zu Problemen in der Materialverträglichkeit und -lebenszeit führt. Des Weiteren sind beide gegenüber einer Hydrolyse ihrer Ester - Gruppe ( $R_1-CO-O-R_2$ ) anfällig. Aufgrund dieser Probleme wurde eine neue Gruppe von Monomeren, die Methacrylamide synthetisiert. Diese tragen anstelle der Ester - Gruppe eine Amidgruppe ( $R_1-CO-NH-R_2$ ), welche gegenüber Wasser beständiger ist.

Hinsichtlich ihrer Polarität haben die polymerisierbaren Gruppen hydrophoben Charakter. Spezifische Informationen über chemische Komponenten in Adhäsivsystemen sind äußerst selten verfügbar. Sind Monomere nicht patentrechtlich geschützt, wird auch die Offenlegung patentfreier Komponenten dadurch umgangen, indem nur Funktionen und Zusammenhänge beschrieben werden.

Nachfolgend abgebildet sind zwei Di - Methacrylate (Bis - GMA, TEGDMA) und ein Methacrylamid (UDMA), welche zur Gruppe der „*cross - linking*“ Monomere gehören (Abb. 7). Diese Gruppe von Monomeren bildet neben den funktionellen Monomeren den zweiten Hauptbestandteil eines Adhäsivsystems. Strukturell bedingt tragen cross - linker mehrere polymerisierbare Gruppen, welche einerseits hydrophoben Monomercharakter und andererseits deren prägende Vernetzungspolymerisation bewirken (FERRACANE, 1995).

	Summenformel	Strukturformel
<b>Bis - GMA</b>	$C_{29}H_{36}O_8$	
<b>TEGDMA</b>	$C_{14}H_{22}O_6$	
<b>UDMA</b>	$C_{21}N_2H_{34}O_8$	

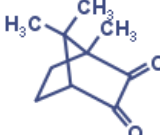
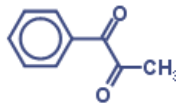
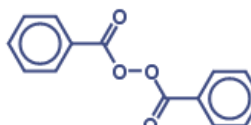
**Abb. 7. Cross - linking Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007, 2008).**

Die Polymerisate in dentalen Adhäsivsystemen werden durch eine radikalische Polymerisation aus den Monomeren gebildet. Um diese Reaktionen zu starten, werden geringe Mengen an Initiatoren während der Polymerisation verbraucht. Diese besitzen Bindungen, welche unter bestimmten Bedingungen durch wenig Energiezufuhr gespalten werden. Die Freisetzung von Radikalen wird durch Redoxreaktionen oder durch Lichteinwirkung ausgelöst.

Lichtinitiatoren absorbieren elektromagnetische Energie (lichthärtend), während Redoxinitiatoren grundsätzlich nur durch die Beimengung einer weiteren Komponente (Co - Initiator) reagieren (chemisch- / selbsthärtend). Welche Klasse von Initiator eingesetzt wird, ist abhängig von der Intention des Adhäsiveinsatzes. Der Vorteil von Lichthärtung ist in der einfachen Kontrolle des Startzeitpunktes zu sehen, wobei sie dort ungeeignet ist, wo Licht das Adhäsiv nicht erreichen kann. Systeme, die beide Initiatorklassen beinhalten (dualhärtend), gewährleisten eine gesteigerte Umsetzungsrate der Polymerisation auch an unzugänglichen Arbeitsstellen. Die zugesetzte Initiatormenge bewegt sich im Bereich von 0,1 - 1% des Materialgewichtes des Adhäsivs (VAN LANDUYT et al., 2007).

Lichtinitiatoren beinhalten meist eine Ketongruppe ( $C=O$ ), deren Elektronen durch die Absorption von Licht derart angeregt werden, dass diese entweder selbst ein freies Radikal bilden (Typ 1) oder mit einem Co - Initiator einen Elektronentransfer (Typ 2) mit demselben Ergebnis eingehen. Gebräuchliche Lichtinitiatoren sind Campherchinon (CQ) oder Phenyl - Propandion (PPD), die mit tertiären Aminen als Co - Initiator funktionieren (Abb. 8).

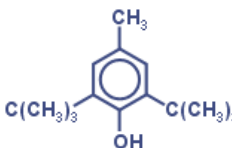



	Summenformel	Strukturformel
<b>CQ</b>	$C_{10}H_{14}O_2$	
<b>PPD</b>	$C_9H_8O_2$	
<b>BPO</b>	$C_{14}H_{10}O_4$	

**Abb. 8. Initiator Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).**

Chemische Initiatoren werden in der Regel in Zementen verwendet und in Adhäsiven, bei denen nicht ausschließlich auf Lichthärtung gesetzt werden kann. Chemisch härtende Produkte brauchen neben dem Initiator (z.B. Benzylperoxid BPO; Abb. 8) generell einen Co - Initiator.

Die Haltbarkeit adhäsiver Produkte stellt die volle Reaktionsfähigkeit der einzelnen Komponenten sicher. Diese kann jedoch nur gewährleistet werden, wenn die Lagerungsbedingungen nach Herstellerangaben eingehalten werden. Zur Unterdrückung von ungewollt ablaufenden Reaktionen vor dem Produktgebrauch werden Inhibitoren (Abb. 9) zugesetzt. Gebräuchliche Inhibitoren sind Butylhydroxytoluol (BHT) oder Monomethyl - Ether - Hydroquinon (MEHQ) (VAN LANDUYT et al., 2007).

	Summenformel	Strukturformel
<b>BHT</b>	$C_{15}H_{24}O$	
<b>MEHQ</b>	$C_7H_8O_2$	

**Abb. 9. Inhibitor Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).**

Während BHT meist Kompositen und hydrophoben Adhäsivharzen zugesetzt ist, wird MEHQ in hydrophilen Monomergemischen bevorzugt.

Den Konditionierungsvorgang betreffend können darüber hinaus „Rinsing“ und „Non - Rinsing“ Produkte unterschieden werden. Die Bezeichnungen stehen für den benötigten Abspülvorgang des Ätzmittels nach dem Konditionieren, welcher bei „Non - Rinsing“ Adhäsivsystemen entfällt, da die für die Schmelzätzung benötigte Substanz bereits im Primer oder Komposit vorhanden ist.

### **2.1.1.3 Keramikbracket**

Durch den in den letzten Jahren wachsenden Anspruch an ästhetischen Alternativen zu Metallbrackets erhielten Kunststoff- und Keramikbrackets immer mehr Bedeutung. Da Kunststoffbrackets aber nicht so stabil und zudem bruchempfindlich sind, stellen sie keine Alternative zu Metall- bzw. Keramikbrackets dar. In der vorliegenden Arbeit wurde als Versuchsgegenstand das Keramikbracket Clarity SL verwendet. Folgende Ausführungen zeigen zunächst den chemischen Aufbau der Keramik auf, die hauptsächlich für Brackets und im Speziellen für Clarity SL Brackets verwendet werden, sowie das Herstellungsverfahren durch Spritzguss. Die Gestaltung, Form und Funktion der Clarity SL Brackets beruht auf einem ausgeklügelten Konzept und ist das Resultat langjähriger Entwicklungen.

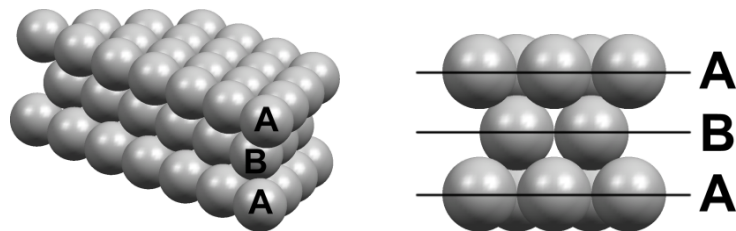
### **Keramik und Herstellungsverfahren**

Die zurzeit auf dem Markt angebotenen Keramikbrackets bestehen aus mono- bzw. polykristalliner Aluminiumoxidkeramik. Monokristalline Keramik entsteht, indem Aluminiumoxid mit Temperaturen von über 2100°C geschmolzen und langsam wieder abgekühlt wird. Dabei läuft die Kristallisation kontrolliert ab und es bildet sich ein Einkristall, der anschließend gefräst werden kann. Des Weiteren erfolgt eine Wärmebehandlung, die die durch den Fräsvorgang bedingten Oberflächenrauigkeiten und Spannungen beseitigt. Derartig hergestellte Brackets sind aufgrund der fehlenden Korngrenzen glasklar. Im Gegensatz dazu werden polykristalline Brackets bei 1800°C gesintert bzw. im Spritzgussverfahren hergestellt. Polykristalline Keramik erscheint opak, da Licht durch die vorhandenen Korngrenzen diffus gestreut wird (AZEZULLAH, 2006; SAMRUAIJENJAKUL et al., 2009).

Die Qualität der Keramik wird durch grundlegende Eigenschaften des Aluminiumoxids bestimmt. Hohe Härte, hoher Schmelzpunkt (2050°C), hohe Korrosionsbeständigkeit sowie geringe elektrische Leitfähigkeit sind gewünschte Vorteile der Keramik (KOLLENBERG, 2004).

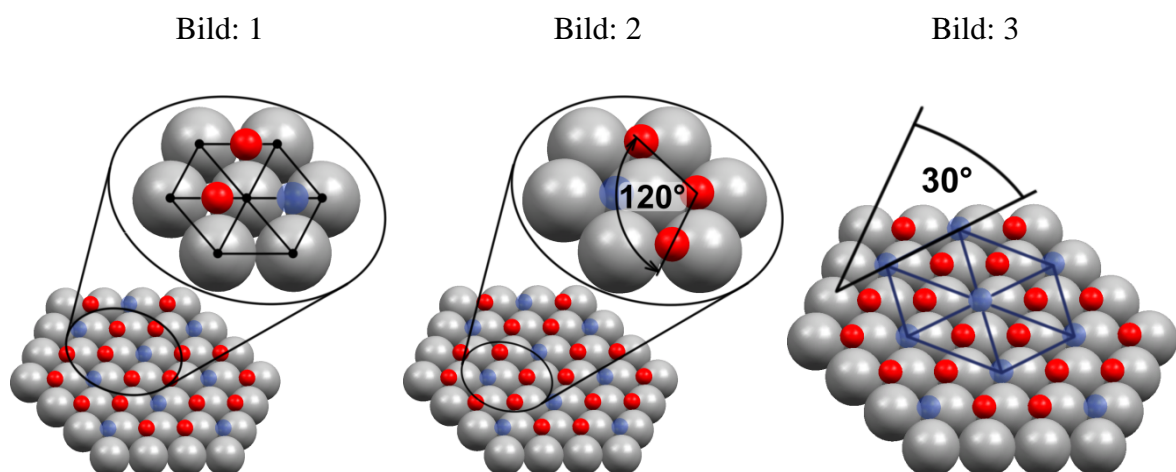
Im Folgenden wird der chemische Aufbau des Aluminiumoxids ( $\alpha$  -  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), natürlich vorkommend auch als Korund bezeichnet, mit Hilfe räumlicher Darstellungen veranschaulicht. Die Grundstruktur des  $\alpha$  -  $\text{Al}_2\text{O}_3$  bilden Sauerstoffionen, die in einem

hexagonal - dicht gepackten Kristallgitter angeordnet sind. Dieser Gittertyp zeichnet sich durch die Stapelfolge A-B-A-B... (Abb. 10) und somit durch eine hohe Packungsdichte aus. Letztere beeinflusst maßgebend die Größe der Gitterlücken, in denen sich Fremdionen aufhalten können.



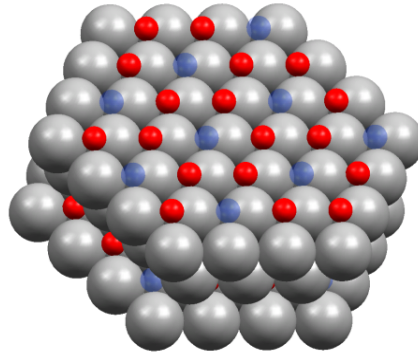
**Abb. 10. Schema eines hexagonal dicht - gepackten Gitters  
(nach W. KOLLENBERG, 2004).**

Beim Korund bilden die Gitterlücken geometrische Gebilde, die als Oktaederlücken bezeichnet werden. Die Sauerstoffatome sind die Eckpunkte eines Oktaeders, wobei  $\frac{2}{3}$  dieser Lücken von  $\text{Al}^{3+}$ -Ionen (rot) besetzt werden (Abb. 11 / Bild: 1). Bei einer hexagonalen Symmetrie können die Zwischengitterionen mittels einer  $60^\circ$ -Drehung senkrecht zur Stapelebene vervielfacht werden. Speziell bei der Verteilung der  $\text{Al}^{3+}$ -Ionen bzw. Leerstellen (blau) liegt eine trigonale Symmetrie vor, d.h. die jeweiligen  $\text{Al}^{3+}$ -Ionen werden durch eine  $120^\circ$ -Drehung vervielfacht (Abb. 11 / Bild: 2). Auch die Leerstellen bilden ihrerseits wiederum ein hexagonales Netz, dessen Lage zum Grundgitter um  $30^\circ$  verdreht ist (Abb. 11 / Bild: 3).



**Abb. 11. Detaildarstellungen des Aufbaus von Aluminiumoxid (grau: Sauerstoffionen, rot: Aluminiumionen, blau: Leerstellen) (nach W. KOLLENBERG, 2004).**

Werden nun alle Parameter berücksichtigt, ergibt sich folgende Darstellung der Gitterstruktur von Aluminiumoxid, bestehend aus vielen kleinen Untereinheiten, den Elementarzellen (Abb. 12):



**Abb. 12. Chemische Grundstruktur des Aluminiumoxids (nach W. KOLLENBERG, 2004).**

Aufgrund des geringen Radius der Aluminiumionen können innerhalb der hexagonal dicht - gepackten Gitterstruktur der Sauerstoffionen keine Verzerrungen stattfinden.  $\text{Al}_2\text{O}_3$  bzw. Korund weist überwiegend ionische Bindungen (zwischen Nichtmetall und Metall) auf und nur zu einem geringen Anteil kovalente Bindungen (zwischen zwei Nichtmetallen). Die ionischen Bindungen resultieren aus der elektrostatischen Anziehungskraft positiv geladener Aluminiumionen und negativ geladener Sauerstoffionen und stellen die Grundlage zur Ausbildung der Gitterstruktur dar.

In der Regel wird für die Herstellung hochwertiger technischer Keramik synthetisch produziertes Aluminiumoxid verwendet, da dieses im Gegensatz zu herkömmlichen, natürlichen Rohstoffen von hoher chemischer Reinheit zeugt (KOLLENBERG, 2004).

In der Keramikfertigung gibt es verschiedene Verfahren für die Formgebung. Zunehmend gewinnt das Keramikspritzgießen (CIM - Ceramic Injection Molding) an Bedeutung. Vorteil dieses Verfahrens ist, dass Bauteile mit komplexer Geometrie in großer Stückzahl kostengünstig hergestellt werden können und gleichzeitig keine Nachbearbeitungen nötig sind. Wie bei herkömmlichen Formgebungsverfahren wird auch beim CIM die typische Abfolge eingehalten. Zunächst wird Keramikpulver mit einem thermoplastischen Kunststoff (Binder) vermengt, wodurch ein sogenannter „Feedstock“ entsteht. Ziel dieses Schrittes ist die Zerteilung der Pulveragglomerate und die Ummantelung jedes Pulverpartikels mit dem Binder. Nach diesem Aufbereitungsprozess erfolgt das Spritzgießen, die eigentliche Formgebung. Der in einer Schneckengießmaschine durch einen geschwindigkeitsgeregelten

und darauf folgend durch einen druckgeregelten Einspritzvorgang in Form gebrachte Feedstock wird anschließend als Grünling bezeichnet. Unterschied des CIM - Verfahrens zu üblichen Formgebungsverfahren ist ein separater Schritt, die Entbinderung. Der im Aufbereitungsprozess zugesetzte Binder, der dem keramischen Pulver ein quasi - plastisches Verhalten vermittelt hat, muss jetzt wieder entfernt werden. Je nachdem welche chemischen Eigenschaften der Binder aufweist, kann die wasserlösliche, katalytische bzw. thermische Variante der Entbinderung angewendet werden. Alle Varianten haben etwa die gleiche kommerzielle Bedeutung. Der durch diesen Vorgang entstandene Braunling zeugt von hoher Porosität, die es im anschließenden Sinterungsprozess zu schließen gilt. Durch Wärmebehandlung unterhalb der Schmelztemperatur erfolgt die Verdichtung durch das Zusammenwachsen der Pulverteilchen, wobei je nach Porosität des Festkörpers im Durchschnitt eine lineare Schwindung von 10 bis 25% zustande kommt. Niedrige Porosität bzw. hohe Dichte eines Bauteils und ein feines Korngefüge resultieren in hoher Festigkeit.

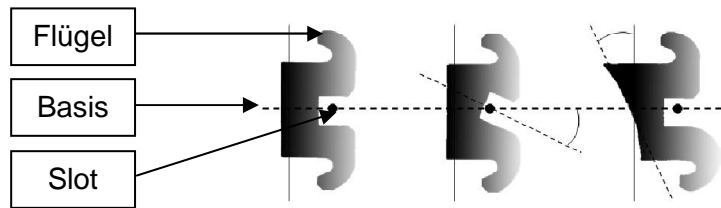
Unterlaufen während der Aufbereitung oder des Spritzgießens Fehler, so können diese während des Entbindens und des Sinterns nicht mehr ausgeglichen werden. Im Allgemeinen liegt die Ausschussrate dieses Verfahrens unter 1%, was ein ausgezeichnetes Ergebnis für die Herstellung von keramischen Bauteilen ist. Der CIM - Prozess ist ein kommerziell relativ neues Verfahren, das aufgrund seiner Vorteile neue Märkte erschließt (KOLLENBERG, 2004).

### **Bracketsystem**

Aufgrund fortschreitender Innovationen haben sich vor allem in Bezug auf Behandlungsstrategien und -zeiten verschiedene Bracketsysteme bzw. -formen entwickelt. Es gibt die Standard - Edgewise - Technik, bei der ein einziger Brackettyp für alle Zahnformen angewendet wird. Um individuelle Zahnstellungen zu erreichen, muss der Anwender die gewünschten Werte für Angulation (Winkelstellung in mesiodistaler Richtung) bzw. für den Torque (Neigung der Zahnkrone) in den verwendeten Drahtbogen einarbeiten (TREVISI, 2007).

Durch Weiterentwicklung dieser komplizierten und zeitaufwendigen Technik entstand das System der Straight - Wire - Technik. Sie liefert in kürzerer Zeit ein qualitativ besseres Ergebnis. Ein aufwendiges Vorbiegen des Drahtbogens ist nicht mehr notwendig, da Angulation und Torque / Inklination für die durchschnittliche Zahnform berücksichtigt werden. Für jedes Individuum wird entsprechend der verschiedenen Zahntypen die gleiche Kronenangulation bzw. Inklination angenommen, wenn die Kontaktpunkte zwischen den Zahnreihen den sechs Schlüsseln einer normalen Okklusion entsprechen (ANDREWS, 2007).

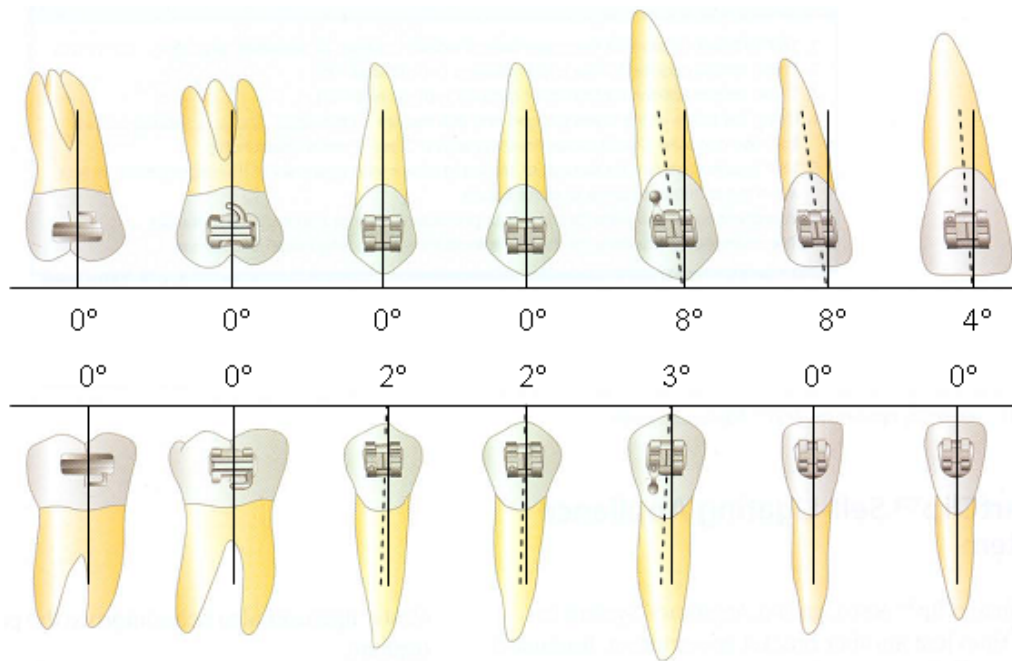
Des Weiteren wird, wie Abb. 13 zeigt, die Bracketbasis an die anatomisch gekrümmte Oberfläche und an die Neigung der Zahnkrone angepasst.



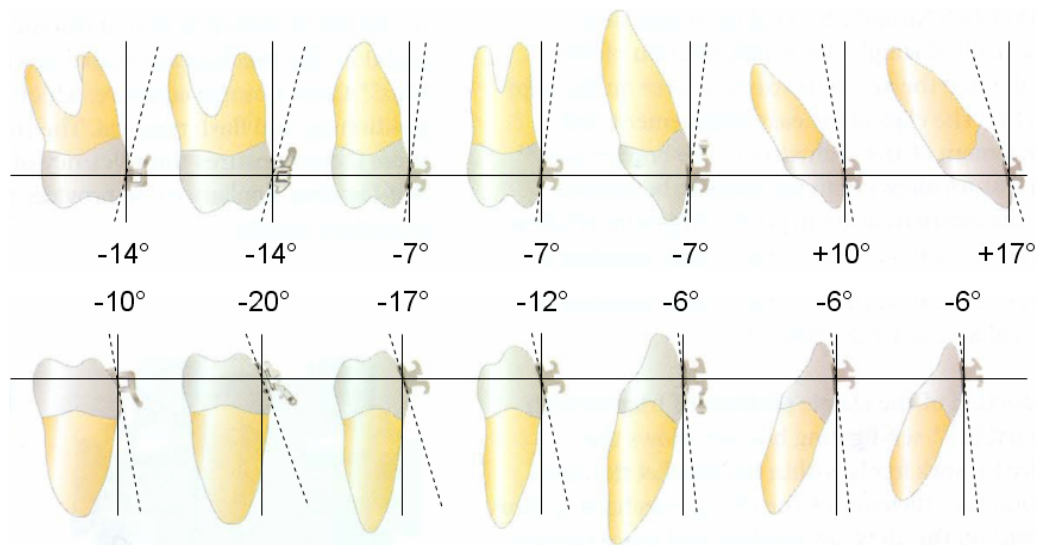
**Abb. 13. Bracketvergleich (links: nicht programmiertes Bracket, mitte: teilweise programmiertes Bracket, rechts: voll programmiertes Bracket)  
(nach A. WICHELHAUS, 2007).**

Die Graphik von WICHELHAUS (2007) zeigt links ein nicht programmiertes Bracket ohne Angleichung der Basis an die Zahnoberfläche und ohne Neigung des Slots. In der Mitte befindet sich das teilweise programmierte Bracket, dessen Slot geneigt ist, wobei die Basis noch nicht angeglichen wurde. Rechts zeigt sich das voll programmierte Bracket, dessen Basis entsprechend der Zahnanatomie angepasst und geneigt ist. Der Slot ist parallel zur Horizontalebene ausgerichtet, damit sein Mittelpunkt durch die Mittellinie der Zahnkrone verläuft.

Mit dem Ziel, dieses teils noch unausgereifte System zu verbessern, und unter Berücksichtigung der neuesten Erkenntnisse, erarbeiteten McLaughlin, Bennett und Trevisi (2007) das MBT™Appliance System, deren Basis in der Technologie der Gleitmechanik liegt. Die rechteckige Form der Brackets wurde durch eine rhomboide Form ersetzt, wodurch die Positionierung präziser wird. Die exzessive Angulation in der Straight - Wire - Technik ist eher nachteilig bezüglich der Anheftung und bewirkt einen verstärkten Überbiss. In der MBT™Appliance - Technik wurden die Angulationswerte etwas reduziert, dagegen die Torque - Werte für die oberen Inzisivi vergrößert und die der unteren zusätzlich negativiert (Abb. 14, Abb. 15).



**Abb. 14. Schematische Darstellung der durchschnittlichen mesiodistalen Kronenangulation für Oberkiefer- und Unterkieferzähne (nach H. TREVISI, 2007).**

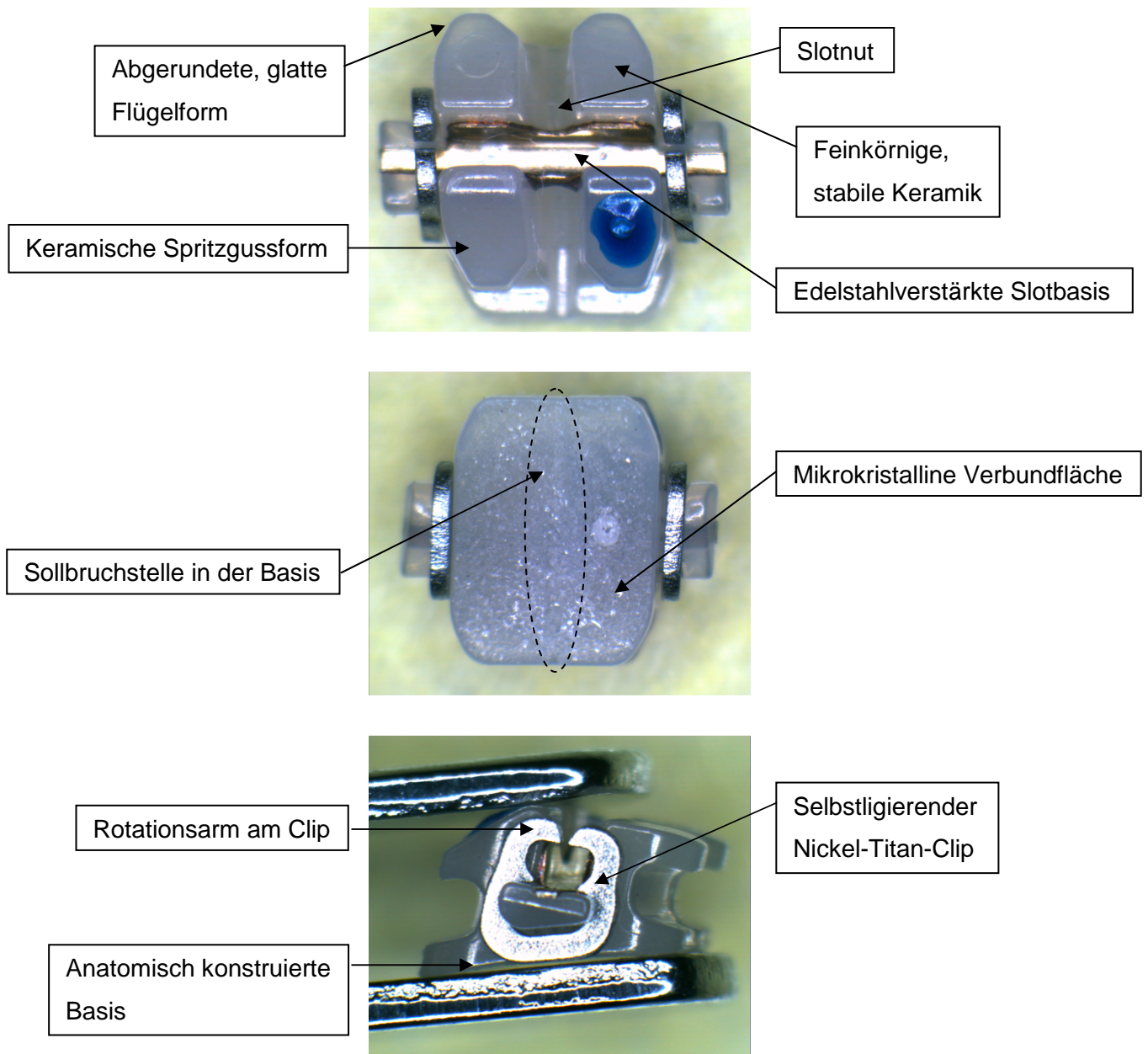


**Abb. 15. Schematische Darstellung der durchschnittlichen labiolingualen Kronenneigung im Oberkiefer- und Unterkieferzahnbogen (nach H. TREVISI, 2007).**

Mit der Entwicklung der selbstligierenden Brackets (SmartClip, Clarity SL), wurde ein komplett neues Appliance System entwickelt. Die Kraftausübung auf den Zahn sowie die Friktion wird vermindert und die Methode zur Verwendung von Bogendrähten ist revolutionär. Der selbstligierende Mechanismus basiert auf zwei Nickel - Titan - Clips, die



mesial und distal am Bracket angebracht sind. Nachstehende Abbildungen (Abb. 16) zeigen das Clarity SL Bracket.



**Abb. 16. Clarity SL Bracket, Vergrößerung ca. 1:0,1 (Beschriftung: 3M UNITEK).**

Der Körper des Zwillingsbrackets und die konturierte Bracketbasis sind miteinander verschweißt. Das selbstligierende Bracketdesign ist glatt und speziell ausgeformt mit abgerundeten Kanten, das im Spritzgussverfahren hergestellt wurde. Die Clarity SL Bracketbasis ist für eine optimale Anpassung zahnspezifisch gestaltet und anatomisch konturiert. Eine mikrokristalline Verbundfläche an der Basis fördert die mechanische Retention (Kap. 2.1.3.1), wodurch ein fester Verbund entstehen kann. Damit der



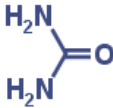
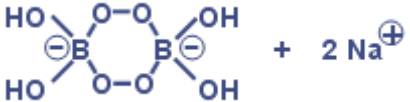
Debondingvorgang kontrolliert vonstattengeht, verfügt die Basis zusätzlich über eine Sollbruchstelle. Sie sorgt dafür, dass es über dosierte Kraftanwendung nicht zur Schmelzschädigung kommt. Der in das Bracket eingebaute Mechanismus macht den Einsatz von Drahtligaturen bzw. Alastics (elastische Ligaturen) überflüssig, das wiederum die Plaqueansiedelung reduziert. Self - Ligating Appliance Systeme werden auch als „passives“ Bracket - System bezeichnet, denn der Bogendraht hat innerhalb des Bracketslots, ohne jeglichen Druck der Nickel - Titan - Clips, eine gewisse Bewegungsfreiheit. Es sind keine typischen Verschlussklappen oder Riegel vorhanden, da sich die Clips durch elastische Verformung des Materials öffnen und schließen, wenn ein Bogendraht größere Kraft auf sie ausübt. Mit Hilfe der Rotationsarme am Clip ist die Rotationskontrolle verbessert, wobei Letztere zusammen mit der Angulationskontrolle die Breite des Brackets bestimmt. Die Flexibilität dieses Brackettyps zeigt sich auch dadurch, dass in die Clips der Bogendraht selektiv eingesetzt und somit der Bracketabstand optimiert werden kann. Des Weiteren verfügt das selbstligierende Bracket über eine Slotnut, die für Hilfteile verwendet werden kann, um die Zahnausrichtung zu vereinfachen (3M UNITEK).

Clarity SL Brackets sind bisher die einzigen Keramikbrackets mit dem System der passiven Selbstligierung, mit einem Zwillingskörperdesign und einem offenen Slot. Ästhetisch gesehen haben Clarity SL Brackets durch die zahnfarbene Keramik einen wesentlichen Vorteil gegenüber dem SmartClip System, das ebenfalls die Technologie der passiven Selbstligierung in sich trägt (3M UNITEK).

#### **2.1.1.4 Bleichmittel**

Eine Aufhellung der Zahnfarbe kann durch mechanische und chemische Methoden erfolgen. Chemische Farbkorrekturen können zahnintern (avitale Zähne) und zahnextern durchgeführt werden, während mechanisch nur auf der Zahnoberfläche eingewirkt werden kann. Werden damit Vorgänge des Abschleifens und Polierens der Ablagerungen angesprochen, so gelten diese im Vergleich zu Anwendungen von Reagenzien, ebenfalls an der Schmelzoberfläche, als weniger schonend (TONG et al., 1993). Von besonderem Interesse im Rahmen dieser Arbeit sind externe chemische Reaktionen, zu welchen das Bleaching gehört.

Alle dentalen Bleichmittel enthalten Peroxide, welche in Form von Wasserstoffperoxid direkt oder indirekt über Zwischenstufen aus der Verbindung von Carbamidperoxid oder Natriumperborat appliziert werden (SCHMIDSEDER et al., 1998), (Abb. 17).

	Summenformel	Strukturformel
<b>Wasserstoffperoxid</b>	$\text{H}_2\text{O}_2$	<b>HO–OH</b>
<b>Carbamidperoxid</b>	$\text{CH}_4\text{N}_2\text{O}$	
<b>Natriumperborat</b>	$\text{Na}_2(\text{B}_2(\text{O}_2)_2(\text{OH})_4)$	

**Abb. 17. Peroxide (nach E. C. MORTIMER et al., 2010).**

Der Erfolg des Bleichprozesses ist abhängig von der Konzentration des eingesetzten Bleichmittels, der Zugänglichkeit zu unerwünschten Farbpigmenten sowie der Kontaktintensität. Letztere bezieht sich auf die Anwendungsdauer und -wiederholung des Bleichmittels.

Entscheidend für die Anwendung sind die beeinflussbaren Parameter Konzentration und Kontaktintensität. BRAUN et al. (2006) untersuchten die Effizienz für home bleaching geeignete Carbamidperoxid - Konzentrationen von 0% (Referenz), 10% und 17% über einen Zeitraum von einer, zwei und drei Wochen. Innerhalb der ersten drei Tage zeigte sich eine deutlich höhere Zielerreichung mit 17% gegenüber 10% konzentriertem Peroxid. Nach einer Woche konnte kein signifikanter Unterschied in der Effizienz festgestellt werden und das optische Ergebnis verbesserte sich im weiteren Versuchsverlauf nicht nennenswert. Höhere Peroxidkonzentrationen werden in der Regel nur in der Zahnarztpraxis eingesetzt. Bei Konzentrationen von bis zu 35% zeigt sich der Zusammenhang zwischen Konzentration und Anwendungshäufigkeit noch deutlicher. Je stärker das Peroxidgel konzentriert ist, desto weniger oft muss dieses appliziert werden, um den gleichen Erfolg wie niedrigere Peroxidkonzentrationen zu produzieren (JOINER, 2006).

Generell erreichen in - office Anwendungen aufgrund der höheren Gelkonzentrationen schnellere ästhetische Ergebnisse, welche jedoch mit zunehmender Anwendungsdauer niedrig konzentrierter Heimanwendungsgels kompensiert werden (SCHMIDSEDER et al., 1998). Die Entscheidung ist insoweit nicht immer frei zu treffen, da höhere Konzentrationen in der Anwendung nicht selten zu Nebenwirkungen führen können.

### **2.1.2 Materialreaktionen**

Die wissenschaftliche Aufbereitung dentaler Werkstoffe und die weitreichenden Analysemethoden generieren fortschreitend Informationen zu deren Eigenschaften und Verwendungsmöglichkeiten. Grundsätzlich setzt die zahnärztliche Verwendung keine inerten Stoffe voraus. In der modernen Materialsynthese kommen allseits bekannte Grundmoleküle ebenso zum Einsatz wie auch deren Kombination zu komplexen Monomeren. Welche Reaktionen bzw. Reaktionskaskaden durch die in Kapitel 2.1.1 beschriebenen Materialien eingegangen werden, zeigen folgende Ausführungen.

Jedoch trägt neben dem Wissen um die Reaktionsabläufe, welche weitgehend durch Molekülaufbau und -struktur determiniert sind, die Verarbeitungstechnik am Patienten entscheidend zum Arbeitserfolg bei.

#### **2.1.2.1 Bleichen**

Neben der eigentlichen Zahnfarbe (Kap. 2.2.) tragen Ablagerungen auf der Zahnoberfläche zur Bildung äußerlicher Farbpigmente bei. Letztere beeinflussen - Art und Ausmaß ist von deren Zusammensetzung abhängig - negativ die Erscheinung der Zahnoberfläche. Neben der Wahrnehmung der Zahneigenfarbe ist jene der äußerlichen Farbpigmente lokalisiert auf Zahnstellen, die durch die tägliche Zahnpflege schwer erreichbar sind. Zudem werden diese durch Rauchen, tanninhaltige Lebensmittel, kationenreiche Nahrungsergänzungsmittel und eisenhaltige Salze intensiviert (DAHL et al., 1995; JOINER, 2006).

In der Literatur werden im Bereich des externen Bleachings diverse Methoden beschrieben. Grundsätzliche Unterschiede bestehen jedoch in der Durchführungspraxis, welche sich in zahnärztlich betreute Heimanwendung (nightguard bleaching), zahnärztlich durchgeführtes Powerbleaching (in - office bleaching) und privat durchgeführte Heimanwendung (home bleaching) unterteilen (HEYMANN, 2005; JOINER, 2006).

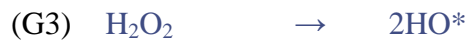
Verfärbungen entstehen aufgrund organischer Verbindungen, welche eingelagert in den interprismatischen Raum, jedoch auch als Ablagerung auf der Zahnoberfläche, zu finden sind. Diese besitzen ausgedehnte konjugierte Ketten aus Einfach- und Doppelbindungen, an welche Heteroatome (weder Wasser- noch Kohlenstoffatom), Carbonyl- und Phenylringe angelagert sind und so zur Ausbildung der unerwünschten Farbpigmente führen. Eine Aufhellung dieser Pigmente geht mit einer Zerstörung der Doppelbindungen innerhalb der konjugierten Ketten einher, indem diese aufgehoben oder gespalten werden bzw. weitere chemische Gruppen oxidiert werden (JOINER, 2006).

Wird nicht direkt Wasserstoffperoxid appliziert, so spaltet sich dieses chemisch von den verwendeten Bleichmitteln Natriumperborat (G1) oder Carbamidperoxid (G2) ab (DAHL et al., 2003):



Zum Beispiel entstehen aus 10,0% konzentriertem Carbamidperoxid 6,6% Harnstoff und 3,4% Wasserstoffperoxid (SAUTER, 2006).

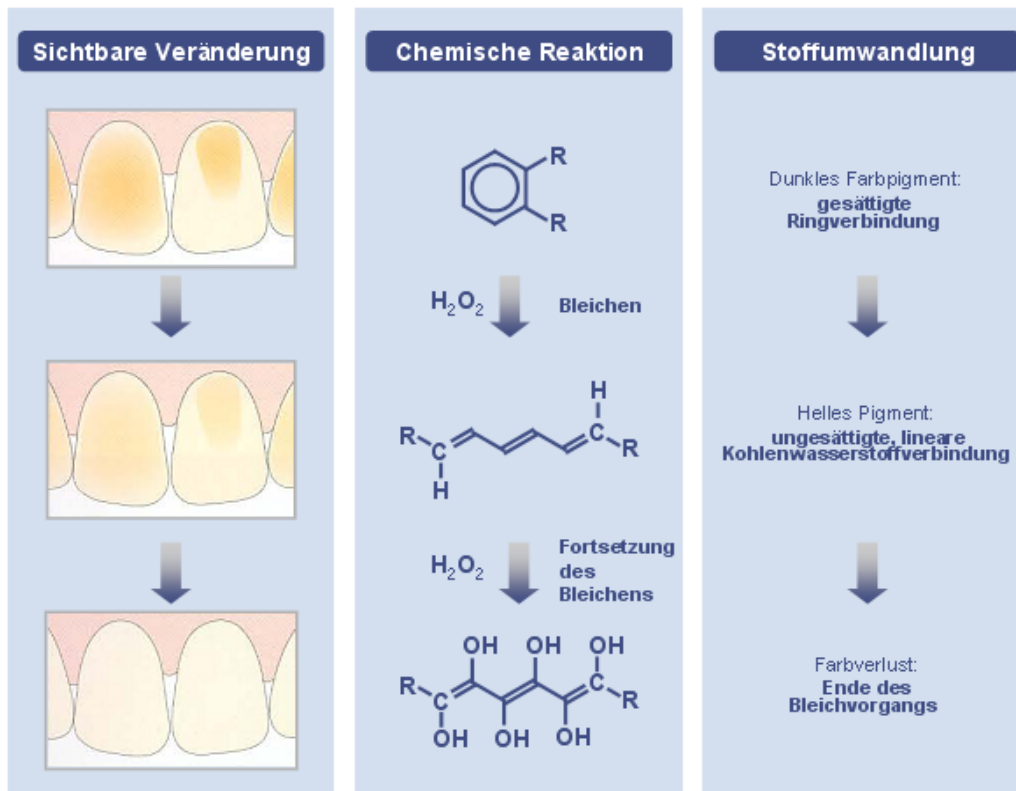
Wasserstoffperoxid reagiert als starkes Oxidationsmittel durch die Darstellung von Hydroxyl- (G3), Perhydroxylradikale (G4) und Superoxidanionen (G5) (DAHL et al., 2003):



Weitere reaktive Variablen des Zerfalls sind instabile Sauerstoffmoleküle, welche Sauerstoff (G6) und Wasserstoffperoxid - Anionen (G7) bilden (DAHL et al., 2003):



Peroxide (Kap. 2.1.1.4) können aufgrund ihres niedrigen Molekulargewichtes durch die Ablagerungen auf der Zahnoberfläche hindurch bis in den interprismatischen Raum wandern. Die gebildeten Radikale (G3 - G7) sind ausgesprochen reaktionsfreudig, greifen die Doppelbindungen der langkettigen, organischen Farbmoleküle an und verändern deren Eigenschaften und Farbe (Abb. 18).



**Abb. 18. Schematische Darstellung des Bleichvorgangs. Unterscheidung in sichtbare Veränderungen am Zahn, chemische Reaktionen und Stoffumwandlung (nach J. SCHMIDSEDER et al., 1998).**

Ein weiteres Produkt bei der Aufspaltung (G2) von Carbamidperoxid ist neben Wasserstoffperoxid Harnstoff, welcher weiter in Kohlendioxid und Ammoniak zerfällt. Wie viel Ammoniak tatsächlich gebildet wird, ist nicht abschließend geklärt. Allerdings steht fest, dass durch dessen Bildung der pH - Wert erhöht wird und dieser an sich den Bleichvorgang erleichtert. In einer basischen Lösung ist die Aktivierungsenergie zur Ausbildung von Wasserstoffperoxid - Radikale niedriger, die Reaktionsrate liegt höher und das optische Ergebnis, verglichen mit dem in saurer Umgebung, ist besser (DAHL et al., 2003).

Externe Bleichreaktionen gelten im Vergleich zu mechanischen Anwendungen nicht als oberflächenabrasiv, da die Reaktion direkt auf die Zielstellen / -schichten lokalisiert ist (TONG et al., 1993). Dennoch können unter dem Elektronenmikroskop Veränderungen auf der Schmelzoberfläche festgestellt werden. Hohe Konzentrationen an Peroxid (35%) eröffnen bei dieser Betrachtung ein augenscheinliches Ätzmuster (Kap. 2.1.2.2) im direkten Vergleich zu einer unbehandelten Kontrollfläche. Das Ausmaß der strukturellen Veränderungen an der Schmelzoberfläche ist jedoch im Vergleich zum Konditionieren geringer (DAHL et al., 2003).

Veränderungen in der chemischen Zusammensetzung der Oberfläche (vgl. Tab. 2) sind nach RUSE et al. (1990) bei Applikation von 35% konzentriertem  $H_2O_2$  zwar eingetreten, jedoch in keinem signifikanten Ausmaß.

#### **2.1.2.2 Konditionierung**

Die ständige Weiterentwicklung adhäsiver Befestigungssysteme trägt stark zum Fortschritt in der Zahnmedizin bei. Um einen mehrjährigen Verbleib dieser, in oraler Umgebung und unter kieferorthopädischen Maßnahmen, zu gewährleisten, ist eine Vorbehandlung der betreffenden Schmelzoberfläche unerlässlich. GWINNETT et al. (1966) zeigten, dass eine natürliche physikalische Interaktion von Schmelz und künstlichem Material, selbst durch die Markteinführung der Komposit - Harze, nicht vorhanden ist und damit zu keiner nachhaltigen Anhaftung führt. Eine vorhergehende Säurebehandlung über Konditionierung bereitet dagegen die Oberflächenstruktur des Schmelzes in der Weise vor, dass die während der Verarbeitung leicht viskosen Harzsubstanzen eine optimale Grenzflächenverbindung eingehen. Diese resultiert in deutlich höheren Haftkräften, die ein Vielfaches im Vergleich zu Haftkräften von nicht vorbehandelten Grenzflächen betragen können (RETIEF et al., 1973).

Eine unkonditionierte gesunde Schmelzoberfläche erscheint relativ glatt, matt und ohne besondere Auffälligkeiten in der Oberfläche. Die Säureeinwirkung hinterlässt, abhängig von Applikationsfaktoren wie Säureart, Konzentration und Reaktionszeit, charakteristische Ätzmuster. Bei Milchzähnen greift sie zuerst die oberste prismenfreie Schicht (vgl. Kap. 2.1.1.1) an. Ziel ist es, durch die Beseitigung aller organischen Restsubstanzen, der prismenfreien Schicht und weiterer nicht „geordneter“ Kristalle auf der unmittelbaren Schmelzoberfläche eine saubere Schnittstelle bereitzustellen. Bei richtig durchgeführter Applikation werden somit die „Enden“ der Schmelzprismen freigelegt und es zeigen sich regelmäßige, typische Muster. In der Literatur sind drei Ätzmuster beschrieben. Typ 1 weist eine wabenartige Struktur auf, welches sich in der schnelleren Auflösung der Prismenkerne im Vergleich zum interprismatischen Raum erklärt. Wird dagegen Letzterer stärker durch die Säure angegriffen, entsteht Typ 2, dessen arkadenartige Spitzen die Folge der standgehaltenen Prismenkerne darstellen. Präsentiert sich dagegen eine konfuse Topographie mit keinem spezifischen Muster, wird dies als Typ 3 geführt (LEES et al., 1979).

Nach RETIEF et al. (1973) ist die relativ glatte Darstellung normaler, gesunder Schmelzoberflächen darin begründet, dass sich in der oralen Umgebung Mukopolysaccharide des Speichels auf dieser ablagern.

Der Säureauftrag beim Konditionieren entfernt diesen organischen Belag und trägt von der freiliegenden anorganischen Oberfläche, entsprechend der Konzentration, Material ab. RUSE et al. (1990) verweisen auf eine entsprechende Veränderung der chemischen Bestandteile, insbesondere der deutlichen Abnahme von Phosphor- und Kalziumatomen (Dekalzifizierung).

Neben den beschriebenen Ätzmustern entstehen unzählige Oberflächenporen, von denen angenommen wird, dass sie hauptsächlich zur erwünschten Oberflächenvergrößerung beitragen (ORELLANA et al., 2008). Die zunehmende Porosität der behandelten Oberfläche ist zudem die Voraussetzung für eine optimale Grenzflächenverbindung an Schnittstelle 1 (Abb. 1). Die oberflächlichen Poren begünstigen die Ausbildung von zapfenähnlichen Strukturen (Tags) des Adhäsivs (Kap. 2.1.3.1), welche die Haftkraft deutlich erhöhen. Diese Tags bestehen überwiegend aus in den konditionierten Schmelz eingedrunenem Kunstharz und einer Kombination aus diesem mit natürlichem Schmelzmaterial (SHEYKHOESLAM et al., 1972). Grundlegend beim Konditionieren ist, dass Ätzmuster nicht determinierbar und auch nicht durch Standardisierung der einzusetzenden Reagenzien wiederholbar sind. Vielmehr ist die Löslichkeit der organischen Schmelzbestandteile, oberflächlich und interprismatisch, in diesen Reagenzien entscheidend. Es ist bekannt, welche Substanzen organische Gehalte lösen können. Über deren Löslichkeitsrate bzw. -prozess herrscht allerdings Uneinigkeit. Das Wissen um die örtliche Verteilung des organischen Materials und dessen exakter Lösungsvorgang in der eingesetzten Substanz, zusammen mit den anorganischen Bestandteilen, könnte Ätzergebnisse reproduzierbarer machen (LEES et al., 1979). Die Tatsache, dass durch ein und dieselbe Ätzsubstanz mehr als ein Ätzmuster auf gleichem Zahnmaterial erzielt wird, trägt der ungleichen Verteilung der organischen Bestandteile (SILVERSTONE et al., 1975) eines natürlichen Materials Rechnung.

### **2.1.2.3 Priming und Bonding**

Die Herstellung einer stabilen und nachhaltigen Anhaftung von künstlichen Molekülen an die Zahnhartsubstanz stellt eine der größten Herausforderungen in der Werkstoffforschung dar. Die meisten Einflussfaktoren, welche eine Anlagerung von Molekülen ermöglichen, sind in der oralen, dentalen Umgebung nicht gegeben. Die Schmelzoberfläche ist feucht, spröde, mit diversen Fremdkörpern bedeckt und hat eine geringe Oberflächenspannung.

Der Anhaftungsmechanismus dentaler Adhäsivsysteme basiert einerseits auf der Bindung an die Zahnhartsubstanz und andererseits auf der Verknüpfung mit dem aufgetragenen Adhäsiv (Schnittstelle 1, vgl. Abb. 1), welches durch eine Polymerisationsreaktion erreicht wird.

Obwohl bei der Bindung an die Zahnhartsubstanz von mikromechanischer Retention als Hauptargument ausgegangen wird (Kap. 2.1.3.1), kann diese auch nur durch eine vorhergehende chemische Anbindung spezifischer Monomere ausgebildet werden. Somit ist für die Adhäsion an Schnittstelle 1 die Affinität der Monomere zu Hydroxyapatit und eine hohe Polymerisationsrate zwischen Primer und Adhäsiv entscheidend.

Monomere stellen die wichtigsten Komponenten des Adhäsivs dar. Nach deren Aushärtung bilden sie aufgrund der strukturellen Kontinuität in der polymerisierten Matrix die Voraussetzung für die physikalisch - mechanischen Eigenschaften (z.B. hohe Abscherkräfte). Grundsätzlich kann zwischen vernetzenden (cross - linking) und funktionellen Monomeren unterschieden werden. Sich vernetzende Monomere haben zwei und mehr dieser Gruppen (Vinyl - Gruppen oder Kohlenstoffdoppelbindungen), wohingegen funktionelle Monomere in der Regel nur eine polymerisierbare Gruppe enthalten. Im Gegensatz zu Ersteren stellen funktionelle Monomere eben die benötigte funktionelle chemische Gruppe bereit, bilden jedoch nur lineare Polymere aus, welche den mechanischen Anforderungen nicht genügen würden. Erst durch die Quervernetzung der Polymere, die cross - linking Monomere ausbilden, werden die erwünschten physikalisch - mechanischen Eigenschaften gewährleistet. Es gibt auch komplexere Monomere (z.B. PENTA, BPDM, TCB und PMD), die mehrere polymerisierbare und funktionelle Gruppen tragen und somit beiden Gruppen angehören (VAN LANDUYT et al., 2007).

Traditionell enthalten Primer die hydrophilen, funktionellen Monomere, während die hydrophoben cross - linker im darauf folgenden Schritt (Typ 1 und 3; vgl. Tab. 3) aufgetragen werden. In Produkten bei denen Primer und Adhäsiv gleichzeitig appliziert werden (Typ 2 und 4) sind beide Monomer - Gruppen bereits enthalten. Ein sogenannter Spacer unterdrückt ungewollte Reaktionen bereits im Fläschchen.

### **Priming**

Die funktionelle Gruppe der „funktionellen Monomere“ bewirkt in der Regel deren hydrophile Eigenschaften. Darüber hinaus fördert sie die Benetzung und Demineralisation speziell auf Dentin, die Freisetzung von Fluorid und sie verleiht dem Monomer antibakterielle Wirkung. Die hydrophile Moleküleigenschaft ist die Grundvoraussetzung, dass die adhäsionsfördernden (adhesionpromoting) funktionellen Monomere die Haftkraft adhäsiver Systeme auf der Zahnhartsubstanz nachhaltig verstärken (Haftvermittler).

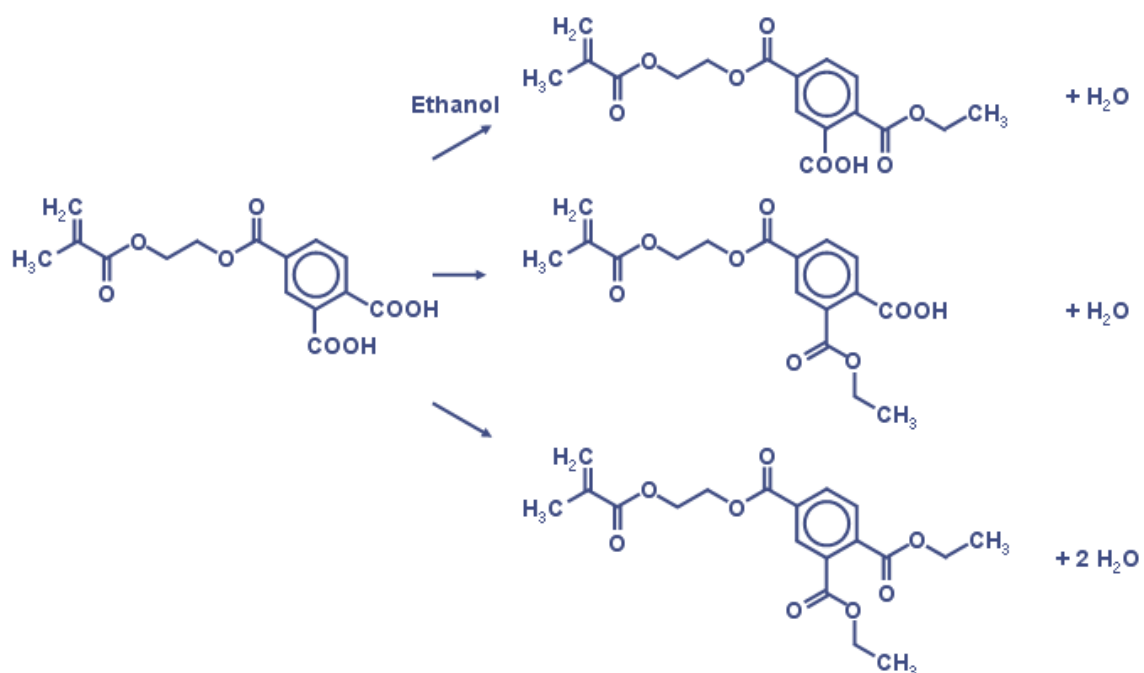
Die gebräuchlichsten funktionellen Gruppen sind Phosphat-, Sulfonsäure-, Carboxylsäure- und Alkohol - Gruppen. Diese haben in saurem Milieu gute Reaktionseigenschaften, da sie



bereits in wässriger Lösung selbst Protonen freisetzen können. Neben der Funktion als Haftvermittler haben diese Gruppen je nach Konzentration demineralisierende Wirkung. Das Ausmaß des einhergehenden Konditionierungseffektes steht in direktem Zusammenhang mit der Säurestärke, welche von Sulfonsäure-, Phosphatsäure-, Carboxylsäure- bis hin zu Alkohol - Gruppen abnimmt (VAN LANDUYT et al., 2007).

HEMA ist ein kleines Monomer (vgl. Abb. 6) und findet nicht nur in der Zahnmedizin breite Anwendung. Obwohl das nicht ausgehärtete Monomer allergische Reaktionen hervorrufen kann, zeichnet es sich nach der Aushärtung durch gute klinische Verträglichkeit aus. Ungehärtet ist HEMA eine wasser-, ethanol- und acetonlösliche Flüssigkeit und neigt zur Verflüchtigung (WEBER, 2010). Obwohl dieses Monomer keine konditionierende Wirkung aufweist, liegen die Haftwerte von Adhäsiven signifikant über jenen, welche nicht durch die vorherige Applikation von HEMA eingeleitet wurden.

Ein weiteres häufig verwendetes „promoting“ Monomer ist 4 - MET. Über die Funktion als Primer hinaus, demineralisiert 4 - MET Zahnhartsubstanzoberflächen und benetzt selbst Metalle (Amalgam, Gold) zu einem gewissen Ausmaß. Ermöglicht wird dies durch die beiden Carboxylgruppen am Benzolring, welche sauer reagieren. Der aromatische Ring jedoch hat hydrophoben Charakter, was dazu führt, dass 4 - MET gut in Aceton und nur mäßig in Ethanol löslich ist (VAN LANDUYT et al., 2007). Eine Veresterung der Carboxylgruppen in ethanolischer Lösung zur Demineralisierung und Adhäsionsförderung zeigt Abb. 19.



**Abb. 19. Veresterung von 4 - MET in ethanolischer Lösung**  
(nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).

Ein unerheblicher Anteil an Diethylester aus 4 - MET entsteht ebenfalls. Darüber hinaus kann 4 - MET eine ionische Bindung zu Kalzium (Hydroxyapatit) eingehen. Diese Bindung von Monomer an Hydroxyapatit (Ca - 4MET Salz) ist jedoch nicht sehr stabil, da es im vorliegenden Milieu aus Ethanol und Wasser wieder in Lösung gehen kann (YOSHIDA et al., 2004).

10 - MDP wird aufgrund seiner Di - Hydrogenphosphat - Gruppe auch als Ätzmonomer verwendet, da es in wässriger Lösung zwei Protonen abgeben kann. Auszeichnend für 10 - MDP ist die Fähigkeit dieses Monomers starke ionische Bindungen mit Kalzium ausbilden zu können (YOSHIDA et al., 2001). Aufgrund des hydrophoben Charakters des langkettigen 10 - MDP Monomers (Abb. 7) und der damit unterdrückten eigenen Lösungsrate im Medium (Aceton, Ethanol) ist das gebildete Salz im Vergleich zu jenem von 4 - MET stabiler, da es sich nicht so schnell löst. Die Möglichkeit derart intensive chemische Bindungen mit der Zahnhartsubstanz eingehen zu können, macht 10 - MDP zu einem sehr leistungsfähigen Haftvermittler (VAN LANDUYT et al., 2007).

## **Bonding**

Für die beim Bonding ablaufende Polymerisationsreaktion sind „cross - linking“ Monomere von entscheidender Bedeutung. Durch deren besondere Eigenschaft, nicht nur lineare Polymerisationsketten, sondern auch Quervernetzungen untereinander auszubilden, erhält das System seine mechanische Beanspruchbarkeit. Folgende Ausführungen beschreiben Besonderheiten von Di - Methacrylate, Methacrylamide und der Polymerisationsreaktion.

Im Vergleich zu den Mono - Methacrylate ist für **Di - Methacrylate** wie z.B. Bis - GMA, UDMA oder TEGDMA (Abb. 7) ihr hydrophober Monomercharakter prägend, welcher sie nur schwer wasserlöslich macht. Diese Eigenschaft verhindert darüber hinaus beträchtlich die Wasserabsorption des ausgehärteten Adhäsivharzes, womit eine unerwünschte Verfärbung weitgehend unterbunden wird. Eine gewisse Restabsorption ist in den polaren Ether - Verbindungen und / oder Hydroxylgruppen begründet (VAN LANDUYT et al., 2007).

Meist sind Adhäsive aus mehreren Arten von „cross - linker“ zusammengesetzt, um einerseits die notwendige Viskosität des unausgehärteten Harzes zu bewirken und andererseits die beabsichtigten mechanischen Materialeigenschaften zu erzielen.

Das hochviskose Bis - GMA ist neben Adhäsivsystemen auch in Kompositen gebräuchlich. Dessen Attraktivität ist auf die geringe Schrumpfung nach der Polymerisation, eine schnelle Aushärtung und die ausgezeichnete mechanische Materialqualität zurückzuführen.

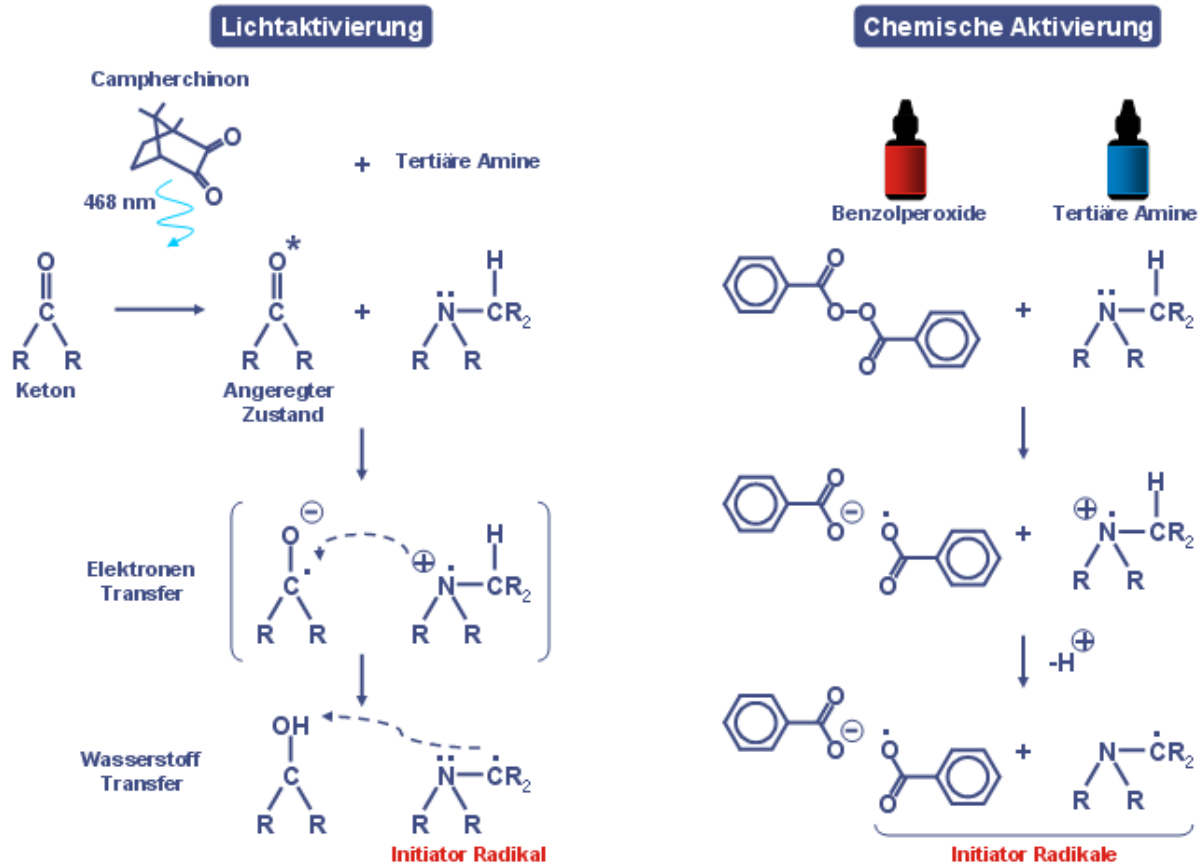
Jedoch stellt sich das Molekül, strukturell bedingt durch die beiden Benzolringe, ziemlich steif dar, was Anbindungsschwierigkeiten zu anderen Methacrylat - Gruppen bei der Polymerisation auslöst. Um derartige Beeinträchtigungen zu vermeiden, werden entweder Mono - Methacrylate mit niedrigerem Molekulargewicht bzw. andere Di - Methacrylate beigemischt.

Gebräuchliche Streckmittel von Bis - GMA sind UDMA oder TEGDMA. Die hohe Flexibilität von TEGDMA kompensiert die Molekülsteifigkeit von Bis - GMA und führt zu einer höheren Umsetzungsrate bei der Polymerisation. Die erzielten höheren Dehneigenschaften des ausgehärteten Harzes gehen jedoch auf Kosten der Biegefähigkeit (VAN LANDUYT et al., 2007).

Obwohl UDMA ein vergleichbares Molekulargewicht aufweist, ist es niedrigviskos. UDMA kann neben einer Mischung mit TEGDMA und / oder Bis - GMA alleine zur Anwendung gebracht werden. Hauptunterschied zu Letzterem ist eine erhöhte Flexibilität in den Ether - Verbindungen, welche aufgrund der fehlenden Benzolringe und der somit erleichterten Rotation entsteht (VAN LANDUYT et al., 2007).

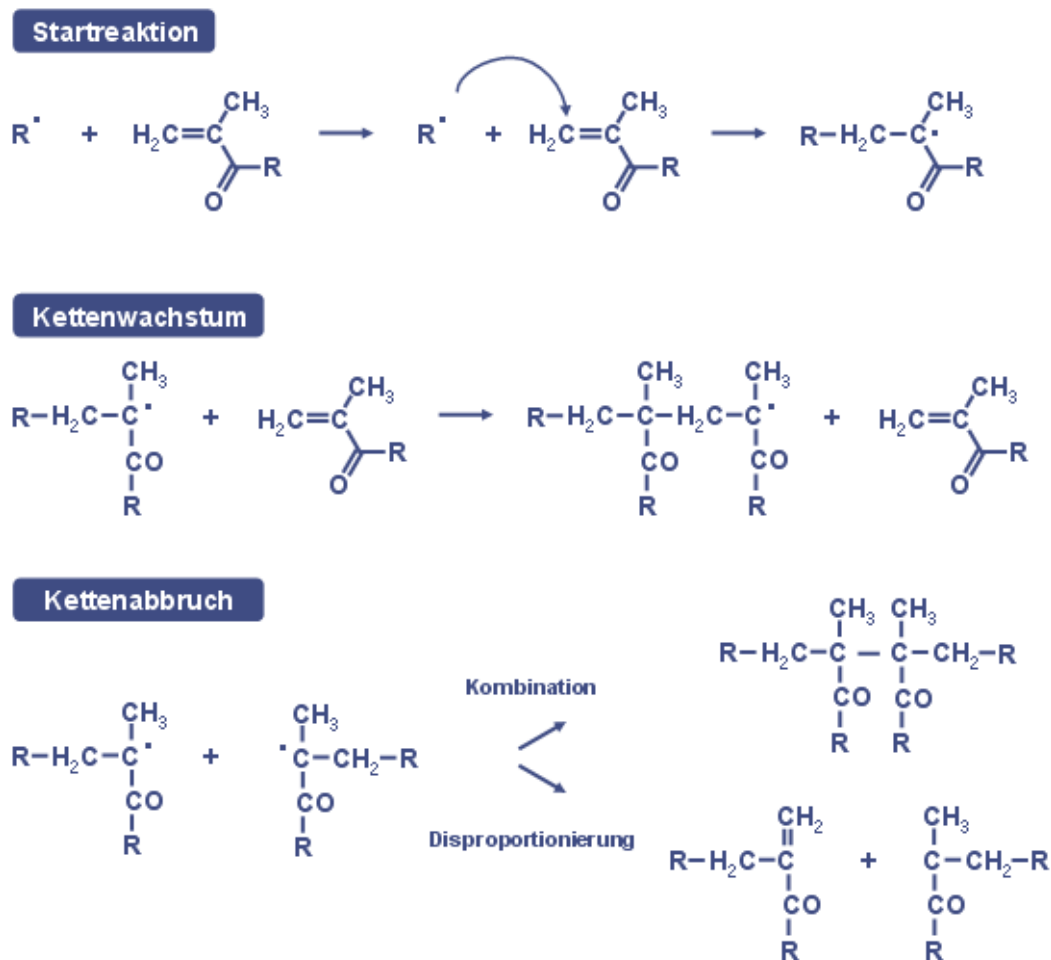
**Methacrylamide** haben gegenüber Acrylaten und Methacrylate anstelle einer Estergruppe (-CO-O-R) eine Aminogruppe (-CO-NH-R). Der wesentliche Vorteil von Amino - Monomeren ist deren Gleichartigkeit mit den in Kollagen vorkommenden Aminosäuren. Dies fördert stark die Ausbildung von Wasserstoffbindungen zwischen der Carboxyl- und Aminogruppe des Monomers und der Carboxylgruppe des Kollagens. HAYAKAWA et al. (1991) erzielten in Versuchen mit verschiedenen Amino - Monomeren gleiche und deutlich über HEMA liegende Ergebnisse für die Haftzugfestigkeit auf Dentin und Schmelz. Mit der Entwicklung von selbstätzenden Adhäsiven (Typ 3 und 4) ist darüber hinaus die Hydrolysestabilität der Aminogruppe im Vergleich zu Estergruppen von besonderem Interesse. Selbstätzende Adhäsive beinhalten im Fläschchen Wasser mit niedrigem pH - Wert, was zulasten der Haltbarkeit aufgrund eintretender Hydrolyse der zugesetzten Monomere geht.

Die **radikalische Polymerisation** von (Meth)Acrylate und (Meth)Acrylamide wird durch Radikale ausgelöst. Nachfolgend ist die Radikalbildung von Campherchinon (CQ) und Benzolperoxid (BPO) dargestellt.



**Abb. 20. Radikalisierung der Initiatoren über Lichteinwirkung (linke Seite) oder über chemische Reaktionen (rechte Seite) (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).**

Sowohl die licht- als auch die chemisch - aktivierende Radikalisierung des Initiators benötigen ein tertiäres Amin als Co - Initiator. Die Polymerisierung reagiert nach dem Kettenwachstumsprinzip, welches in Startreaktion, Kettenwachstum und Abbruchreaktion unterteilt werden kann (SCHIEBL, 2008; VAN LANDUYT et al., 2007).



**Abb. 21. Polymerisationsreaktionen (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).**

Der Abbruch der Kettenreaktion wird durch die Aufhebung des Radikalzustandes bedingt. Dies tritt durch Kombination oder Disproportionierung zweier radikalischer Kettenenden ein. Bei Letzterem findet ein Hydrogentransfer durch Bildung zweier Kettenenden (gesättigt und ungesättigt) statt.

Zugesetzte **Inhibitoren** funktionieren als starke Antioxidantien, welche Radikale von zu früh reagierenden Initiatoren beseitigen. Aufgrund extremer Lagerungsbedingungen wie hohe Temperaturen können Initiatoren zerfallen bzw. spontan Radikale bilden, welche von Inhibitoren beseitigt werden und somit eine Startpolymerisationsreaktion unterdrückt wird. Die benötigte Inhibitorkonzentration ist von der Stabilität der vorliegenden Monomere abhängig, bewegt sich jedoch auf einem sehr niedrigen Niveau. Bei der absichtlich initiierten Polymerisationsreaktion wird eine derart hohe Radikalanzahl freigesetzt, dass diese die vorliegende Inhibitorkapazität leicht aufwiegt. Dennoch können hohe Inhibitor-

konzentrationen negativ die Umsetzungsrate und -geschwindigkeit beeinflussen (VAN LANDUYT et al., 2007). Darüber hinaus lösen sich Inhibitoren aus dem Adhäsivmaterial heraus (Elution) und bedürfen so der Aufmerksamkeit bezüglich ihrer Bioverträglichkeit.

### **2.1.3 Materialinteraktionen**

In den Anfängen der Forschung und Verwendung von Bracketadhäsiven war das primäre Ziel, einen festen Verbund zwischen Bracket und Schmelz zu erreichen. Durch Anwendung von einfachen Harzkompositen und Brackets mit netzartig strukturierter Basis konnte der Großteil damals vorherrschender Problemstellungen gelöst werden (ALGERA et al., 2008). Heutzutage liegt der Fokus im Detail. Folgende Ausführungen zeigen Möglichkeiten auf, wie einerseits über mechanische und andererseits über chemische Retentionen die Haftfestigkeit verbessert werden kann.

#### **2.1.3.1 Mechanische Retention**

Die auf der Adhäsivtechnik basierende Befestigung vermittelt zwischen Zahnhartsubstanz und externem Material einen Kontakt, welcher chemisch und mechanisch zustande kommt. In der Literatur leistet die mikromechanische Retention bei dentalen Anhaftungsmechanismen den Hauptbeitrag zur Kontaktgüte (VAN LANDUYT et al., 2008; NAKABAYASHI et al., 1996). Durch den flüssigen Aggregatzustand des Adhäsivs während der Verarbeitung können Materialunterschnitte in beide Richtungen - Zahn und Bracket - entstehen. Dabei ist von besonderem Interesse die Gestaltung der Bracketbasis, deren Interaktion mit dem Adhäsiv bzw. wie sich durch Krafteinwirkung der Bracket - Adhäsiv - Verbund beeinflussen lässt (Adhesive Remnant Index). Darüber hinaus werden vorweg Wechselwirkungen von Adhäsiv und Schmelz (Tags) aufgezeigt.

#### **Tags**

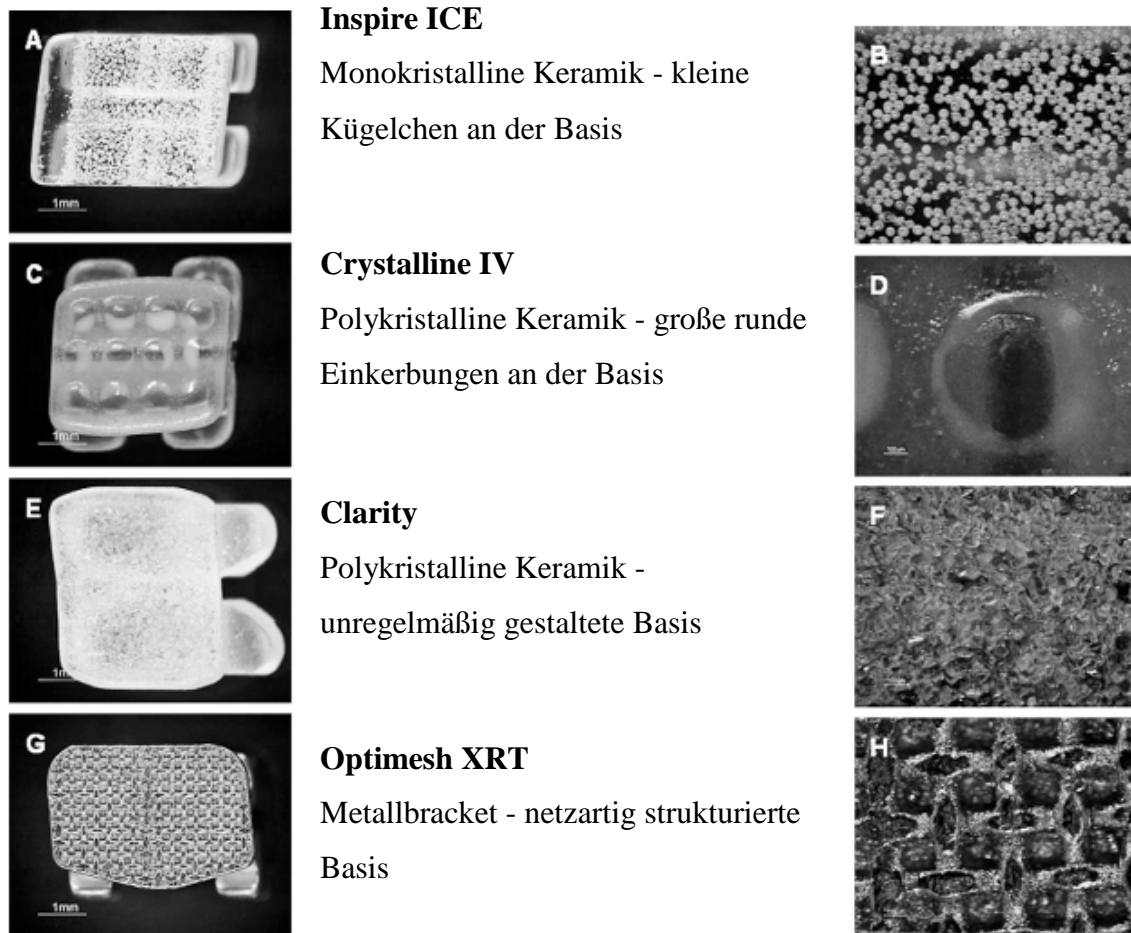
Durch die Konditionierung werden die Schmelzprismen und der interprismatische Raum unterschiedlich aufgelöst, so dass ein mikroretentives Ätzmuster mit einer Rautiefe von 30 bis 50 µm entsteht. Durch Penetration eines niedrigviskosen Primers in diese Rauigkeiten und die anschließende Polymerisation mit dem Adhäsiv kommt es zur Ausbildung von zapfenähnlichen Kunststoffzotten (Tags) (MORITZ et al., 2009). Auf unkonditionierten Oberflächen werden diese nicht festgestellt (MYERS et al., 1974). Grundsätzlich sind diese Tags jedoch nur dann in vitro sichtbar, wenn der konditionierte Schmelz, auf welchem das Adhäsiv aufgetragen wurde, durch eine chemische Auflösung zerstört wird.

Diese Strukturen ragen aus der Unterseite der polymerisierten Hybridschicht in die geätzte Schmelzoberfläche hinein. Neben Adhäsivmaterial kann auch vorhandenes, durch die Konditionierung gelöstes Schmelzmaterial mit eingebunden sein (SHEYKHOESLAM et al., 1972). MYERS et al. (1974) berichten anhand von SEM - Aufnahmen, dass am Ende der Tags bruchstückartige kleine Kristalle zu erkennen sind und diese den Übergang von Kunstharz zu Schmelz darstellen. Bei einer Länge von 25 µm erreichen die Tags einen Durchmesser von 2 – 3 µm. Nach Freilegung der Kunststofftags durch die Zerstörung des Schmelzes ist eine raue Oberfläche mit kleinen, gezackten Erhebungen des Kunststoffes zu erkennen. Die Form der Tags lässt Rückschlüsse auf die penetrierten Bereiche des Schmelzes zu. Hexagonale Tags deuten darauf hin im intraprismatischen Raum abgeformt worden zu sein, während gratförmige im interprismatischen Bereich entstanden sein können.

## **Design**

Seit BUONOCORE (1986) die Schmelz - Ätz - Technik mittels Phosphorsäure eingeführt hat, wird in der Kieferorthopädie für die Korrektur von Zahnfehlstellungen das Prinzip der Bracketanbringung verwendet und nicht die bis dahin geläufige Bebänderungs - Technik. Obwohl ausreichende Haftwerte zwischen Bracket und Schmelz erreichbar sind, gibt es bezüglich des Retentionsverlustes immer noch Probleme. Die Verbundstärke kann einerseits über mechanische Retentionen, andererseits über eine Vorbehandlung der Bracketbasis erhöht werden (FALTERMEIER et al., 2009).

Sowohl polykristalline als auch monokristalline Keramikbrackets haben unterschiedlichste Basisstrukturen. SAMRUAJBENJAKUL et al. (2009) fanden heraus, dass die Haftfestigkeit entscheidend vom Design der Bracketbasis abhängt. In seinem Versuch testete er folgende vier Brackettypen (Abb. 22).



**Abb. 22. Basisdesign (Vergrößerung links 1:0,05, rechts 1:0,01)**  
(aus B. SAMRUAJBENJAKUL et al., 2009).

Die Kontrollgruppe mit Metallbrackets erzielte die niedrigsten Friktionswerte. Dagegen erreichte das Keramikbracket mit kleinen Retentionskügelchen die höchsten Werte. Keine nennenswerten Unterschiede ergaben sich bei den beiden anderen Keramikbrackets. Die unregelmäßig gestaltete Basis der „Clarity“ Brackets kommt durch kleine Glaspartikel zustande, die an die polykristalline Aluminiumoxidkeramik angeschmolzen sind. Gründe für die „mittelmäßige“ Friktion sind nach SOLDERQUIST et al. (2006), dass entweder der Verbund der Glaspartikel zur Basis zu schwach sei oder das verwendete Adhäsiv aufgrund seiner Konsistenz keine Penetration der rauen Basisoberfläche erlaubt. Im Gegensatz zu den „Inspire ICE“ - Brackets fehlen beim „Crystalline IV“ - Typ aufgrund der ca. 1 mm großen Einkerbungen mechanische Unterschnitte, die den Verbund verstärken würden.

### **Debonding und ARI - Score**

Die wohl gängigste Methode zur Entfernung des Brackets vom Zahnschmelz ist das Ablösen konventionell mit speziellen Zangen. Kraftansatzpunkte sollten entweder diagonal oder



parallel an Bracketflügel, -basis oder an der Bracket - Adhäsiv - Grenze angelegt werden. Durch anschließende Scher- und Drehbewegungen kann das Bracket schonend entfernt werden. Die geringste Belastung des Schmelzes entsteht durch Ansatz der Zange an den Bracketflügeln. Diese Technik hinterlässt aber auch die größte Menge an Adhäsiv am Zahn (ARTUN et al., 1984). Andere Möglichkeiten des Debondings sind das elektrothermische Verfahren bzw. das Laser - Debonding. Durch thermische Vorbehandlung mittels eines Hochstromimpulses wird das Adhäsiv erwärmt und somit die anschließende konventionelle Entfernung erleichtert. Das Laser - Verfahren hat dagegen den Vorteil, dass keine Wärmebildung stattfindet und dadurch die Pulpa nicht geschädigt werden kann (GÖBEL, 2003).

Wird das Bracket nun von der Schmelzoberfläche entfernt, bleibt das Adhäsiv entweder am Schmelz oder an der Basis des Brackets adaptiert, je nachdem ob die Verbundfestigkeit an Schnittstelle 1 bzw. 2 größer war (vgl. Abb. 1). Gibt es keine eindeutige Zuteilung, da die adhäsiven Kräfte größer als die kohäsiven Kräfte des Adhäsiv waren, dann befindet sich das Adhäsiv teils am Schmelz und teils am Bracket. Nach Bestimmung der prozentualen Verteilung der Restadhäsivmenge kann über eine frequenzielle Aufsummierung der Adhesive Remnant Index (ARI - Score) ermittelt werden. MONTASSER et al. verwendeten in ihren Untersuchungen folgende Einteilung des ARI - Scores:

- 0 - Kein Adhäsiv am Zahn
- 1 - Weniger als 50% des Adhäsivs am Zahn
- 2 - Mehr als 50% des Adhäsivs am Zahn
- 3 - Komplettes Adhäsiv am Zahn

Eine noch genauere Untergliederung des ARI - Scores verwendeten BISHARA et al. (1997) in ihren Versuchen:

- 1 - Komplettes Adhäsiv am Zahn
- 2 - Mehr als 90% des Adhäsivs am Zahn
- 3 - Mehr als 10% und weniger als 90%
- 4 - Weniger als 10% des Adhäsivs am Zahn
- 5 - Kein Adhäsiv am Zahn

Oftmals wird angenommen, dass durch Bestimmung der vorherrschenden Bruchstelle bzw. Frakturart die schwächste Phase eines Systems identifiziert werden kann (SHIAU et al., 1993). Da aber auf das Verbundsystem Schmelz - Adhäsiv - Bracket unterschiedliche Faktoren

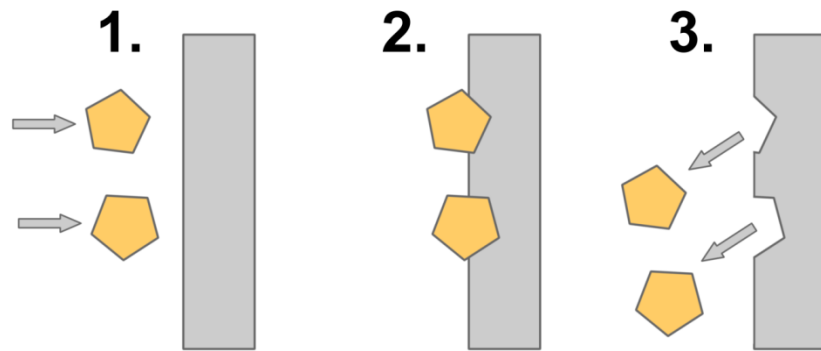
Einfluss haben, kann nicht vom Idealfall ausgegangen werden. In die Überlegungen sollten Umwelteinflüsse, persönliche Voraussetzungen, materialtechnische Unterschiede und die Gestaltung der Bracketbasis miteinbezogen werden.

Nicht vorhersehbar bzw. vermeidbar sind zum Beispiel unerwünschte Beschädigungen des Schmelzes bei der Entfernung der Brackets. Nicht immer ist das Ergebnis des Debondings ein exakter Bruchspalt, wie er eigentlich über die ausgereifte Technologie des Bracketdesigns und entsprechenden Eigenschaften des Adhäsivs zu erreichen sein sollte. Erwünscht ist ein glatter Bruch an der Schmelz - Adhäsiv - Schnittstelle, damit der anschließende Aufwand zur Beseitigung der Restadhäsivmenge geringer ist. Allein durch Konditionierung, Debonding und Oberflächenpolitur beträgt der Zahnschmelzverlust ca. 50 µm. Kommt es zusätzlich beim Debonding noch zu Schmelzausrissen, reduziert sich die Schmelzschicht durchschnittlich um 150 µm, was 10 % der Schmelzdicke entspricht (GÖBEL, 2003).

#### **2.1.3.2 Chemische Retention**

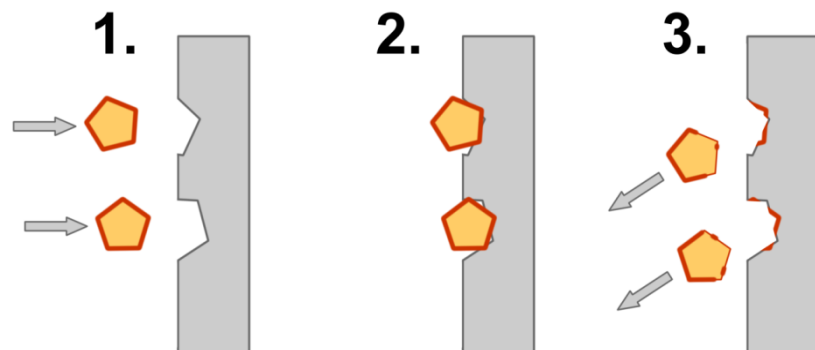
Neben der Möglichkeit die Bracketbasis makroskopisch zu verändern, wird durch entsprechende, mikroskopisch ablaufende Vorbehandlungen versucht, die Haftfestigkeit zwischen Bracket und Adhäsiv zu verbessern. Die Bearbeitung der Basisfläche mittels Sandstrahlung beschreibt zwar ein rein mechanisches Vorgehen, ist aber unabdingbar für darauf folgende chemische Methoden. Daher erfolgt die Beschreibung erst in diesem Kapitel. Durch die Technik des Sandstrahlens entsteht auf der bestrahlten Fläche ein mikroretentives Muster, wodurch die Oberfläche und somit auch die Verbundfläche vergrößert werden. Durch den Einsatz von Korund (natürlich vorkommendes Aluminiumoxid) als Strahlmittel ergibt sich eine sehr raue Oberfläche, die frei von unerwünschten Verunreinigungen und Oxiden ist (OZER et al., 2005). SIOMKA et al. (1985), NEWMAN et al. (1995) und FALTERMEIER et al. (2009) bestätigen anhand ihrer Versuche die Verbesserung des Haftverbundes aufgrund dieser Möglichkeit der Schaffung einer mechanischen Retention. Jedoch fanden LUGATO et al. (2009) keine signifikante Beeinflussung heraus und verweisen auf zusätzliche chemische Vorbehandlungen durch Silikatisierung und Silanisierung.

Es gibt verschiedene Verfahren auf dem Markt, mit Hilfe derer eine Silikatisierung und anschließende Silanisierung auf Oberflächen erreicht wird. Das wohl geläufigste ist das tribochemische Rocatec - Verfahren, das 1984 entwickelt wurde. Dabei wird die unbehandelte Oberfläche zunächst mit einem 110 µm Korund (Rocatec Pre) sandgestrahlt, damit die Oberfläche angeraut und gereinigt wird (Abb. 23).



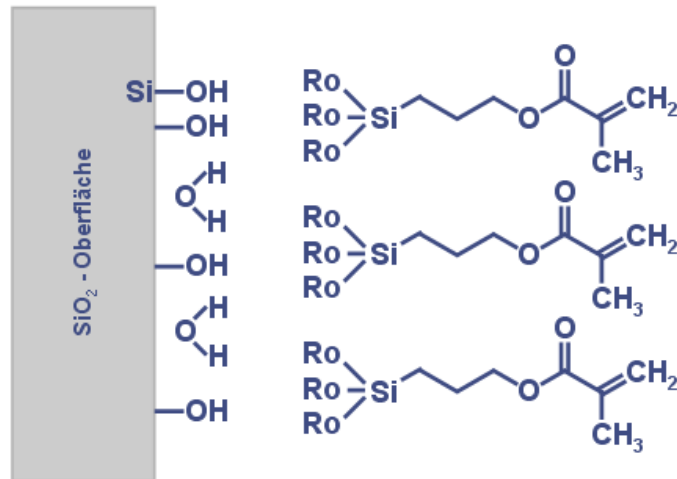
**Abb. 23. Vorbehandlung mit Rocatec Pre zur Vergrößerung der Oberfläche (nach 3M ESPE).**

Die nun aktivierte Oberfläche wird mit Siliziumdioxid ( $\text{SiO}_2$ ) - beschichteten Korund (Rocatec Plus / Rocatec Soft) bestrahlt. Mit einem Druck von 2,8 bar wird das Strahlgut auf 1000 km/h beschleunigt, wodurch  $\text{SiO}_2$  bis zu 15  $\mu\text{m}$  tief in die Oberfläche eindringt und auf diese aufgeschmolzen wird. Nach dieser „Keramisierung“ verlässt der nur noch teils mit  $\text{SiO}_2$  ummantelte Korund die Oberfläche wieder (Abb. 24).



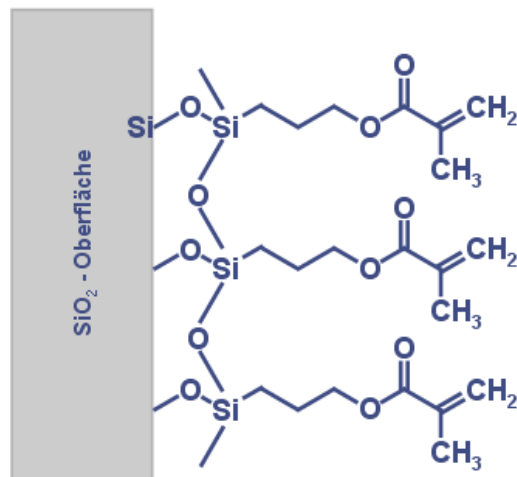
**Abb. 24. Keramisierung mit Rocatec Plus / Rocatec Pre (nach 3M ESPE).**

Der dadurch abgeschlossenen Silikatisierung folgt die Silanisierung (3M Espe Sil). Damit ein Verbund zwischen der anorganischen  $\text{SiO}_2$  - Schicht und der organischen Kunststoffschicht des Adhäsivs entsteht, wird ein Zwittermolekül benötigt. Das Silanmolekül ist so aufgebaut, dass es sich an einem Ende mit Alkoxy - Gruppen der mit Hydroxidmolekülen und Wassermolekülen besetzten  $\text{SiO}_2$  - Schicht nähert und andererseits mehrere Doppelbindungen aufweist, die im Sinne einer Polymerisationsreaktion agieren (Abb. 25).



**Abb. 25. Silikatisierte Oberfläche und Silanmoleküle (nach 3M ESPE).**

Der chemische Verbund zwischen den Hydroxidgruppen und der Alkoxy - Gruppe kommt durch Abspaltung von Alkohol zustande. Anschließend kann die andere Seite des Silanmoleküls entsprechend der in Kapitel 2.1.2.3 beschriebenen Reaktionen die Verbindung zum Adhäsiv eingehen (Abb. 26).



**Abb. 26. Verbund SiO<sub>2</sub> mit Silan (nach 3M ESPE).**

Mit dem Rocatec - Verfahren können glatte Oberflächen ohne mechanische Retentionen schnell und gezielt beschichtet werden und so ein zuverlässiger Haftverbund für Keramik, Metall und Kunststoff geschaffen werden (3M ESPE).

FALTERMEIER et al. (2009) fanden in ihren Versuchen heraus, dass die Vorbehandlung der Bracketbasisfläche durch Sandstrahlung die Haftfestigkeit deutlich erhöht. Im Vergleich dazu

konnte durch die zusätzliche Auftragung des Silans allein keine Verbesserung der Verbundstärke erreicht werden. Das tribochemische Verfahren zeigte höchste Haftkraftwerte, die sich allerdings nicht signifikant von denen der reinen Sandstrahlung unterscheiden.

Besonders für Keramikbrackets ist die Technik der Silikatisierung und Silanisierung von großer Bedeutung. Die meisten Brackets haften ohne diese Technik nur über die mechanische Verankerung, da die Materialien, also das Adhäsiv und die Keramik, keine Bindungen untereinander eingehen. Werden Metallbrackets verwendet, so interagieren diese ebenfalls nur über mechanische Retentionen mit dem Adhäsiv bzw. kann durch Verwendung von Glasionomerkementen ein chemischer Verbund erzielt werden. Polycarbonatbrackets können über ihre Materialeigenschaften auch ohne Haftvermittler einen chemischen Verbund mit dem Adhäsiv eingehen (WILLIAMS et al., 2000).

#### **2.1.4 Lagerungsmedien**

Viele wissenschaftliche Untersuchungen im Bereich der Zahnmedizin benötigen natürliche, echte Versuchszähne, damit möglichst reelle Situationen nachgeahmt werden und dadurch aussagekräftige Ergebnisse erreicht werden können. Da es meist längere Zeit braucht, bis eine gewisse Anzahl an extrahierten, menschlichen Zähnen zur Verfügung steht, wäre es vorteilhaft, wenn die Zwischenlagerung in einem Medium erfolgt, das die Mundmilieubedingungen nachbildet. Dadurch können Verfälschungen bezüglich der Versuchsergebnisse verhindert und fachspezifische Aussagen getroffen werden.

##### **2.1.4.1 Natürliches Lagerungsmedium Speichel**

Entscheidend für das Biotop Mundhöhle ist der Speichel. Er ist für die natürliche Reinigung und die Gesunderhaltung des Mundraumes zuständig. Speichel wird von der Glandula parotis, der Glandula submandibularis und der Glandula sublingualis sowie von kleinen Speicheldrüsen der Zunge, Lippen, Wangen und des Gaumens sezerniert (LEHMANN et al., 1998). In der Mundhöhle befindet sich deshalb ein Gemisch des serösen und mukösen Sekrets dieser Speichelbildner. Die Menge, die täglich an Speichel produziert wird, liegt zwischen 0,5 Liter, wenn keine Nahrung aufgenommen werden würde, bis zu 1,5 Liter bei Stimulation durch Kauen. Zu 99% besteht Speichel aus Wasser und hat einen pH - Wert von durchschnittlich 6,0 - 7,1. Die Viskosität ist auf den Gehalt der Muzine (Glykoproteine) zurückzuführen, die sich vorteilhaft auf die schützende Beschichtung der Zähne auswirkt. Durch die Befeuchtung der Mundhöhle sorgt der Speichel dafür, dass Essensreste, unterstützt von der anatomischen Kontur des Zahnes, von den Zähnen abgleiten und rachenwärts

befördert werden (Spülfunktion / Gleitfunktion). Gleichzeitig kann er durch seinen Bikarbonat- und Phosphatgehalt säurehaltige Nahrungszufuhr abpuffern und so für einen stabilen pH - Wert sorgen (LEHMANN et al., 1998).

Für die Vorverdauung bzw. Andauung kohlenhydrathaltiger Nahrung sorgt die  $\alpha$  - Amylase, indem Stärke (Amylum) in Glucose und Maltose zerlegt wird. In dieser Hinsicht übernimmt der Speichel die Funktion des ersten Teils des Verdauungstraktes (OESCHGER, 2005).

Da sich pro ml Speichel die Gesamtkeimzahl auf  $10^9$  beläuft, ist die Abtötung der Bakterien eine Hauptaufgabe des Speichels. Dazu verfügt er über antibakterielle Substanzen, die die Immunabwehr sicherstellen. „Laktoferrin“ verhindert die Ansiedelung eisenabhängiger Bakterien und „Lysozym“ beschädigt durch dessen enzymatische Wirkung die Zellwand bestimmter Bakterien. Das Immunglobulin IgA sorgt für die Bindung von Antigenen, damit diese nicht in den Wirtsorganismus eindringen können.

Des Weiteren bezeichnen LEHMANN et al. (1998) den Speichel aufgrund seines Ionengehaltes als Elektrolyt. Kalzium, Magnesium, Natrium, Kalium, Eisen und Kupfer sind Kationen und Phosphat, Chlor, Rhodan und Fluor liegen in Form von Anionen vor. Die Ionen des Schmelzes und die des Speichels stehen in regem Austausch und sorgen dafür, dass zwischen der Demineralisation und der Remineralisation des Zahnschmelzes ein Gleichgewicht herrscht (regenerative Funktion). Liegt dieses nicht vor, ist in der Regel die Bildung von Karies wahrscheinlich.

Ein vom Speichel gebildeter Bioschutzfilm, das Pellikel, umgibt den Zahn und stellt eine Schutzfunktion für ihn dar. Aufgebaut aus Proteinen und Glykoproteinen wird es als ein dynamisches System bezeichnet, da es ständigen chemischen und enzymatischen Umbauvorgängen unterliegt. Einerseits schützt das Pellikel den Schmelz durch seine 1  $\mu\text{m}$  dicke Schicht vor Demineralisation, z.B. bei Aufnahme säurehaltiger, erosiver Nahrung und stellt das Reservoir für speichelbedingte Reparaturfunktionen dar. Andererseits bildet es den perfekten Nährboden für Bakterien und fördert so deren Ansiedelung und die mikrobielle Plaqueformation (REGEL, 2003).

Speichel ist das natürliche Lagerungsmedium der Zähne und ist sozusagen der Maßstab für künstlich erzeugte Medien. Mit Hilfe derer wird das Ziel verfolgt, Versuchszähne chemisch nicht zu verändern und so naturgetreu wie möglich zu lagern.

#### **2.1.4.2 Künstliche Lagerungsmedien**

Ein häufig verwendetes Medium für die Zwischenlagerung der Versuchszähne ist Thymol. Aufgrund des charakteristischen Geruches ist es oftmals Bestandteil in ätherischen Ölen. Wichtiger aber als der positive Effekt der wohltuenden Erfrischung bei Einarbeitung von Thymol in Zahnpaste und Mundwasser ist dessen desinfizierende, fungizide bzw. bakterizide Wirkung. Besonders die keimabtötenden Vorgänge, basierend auf der Eiweißzerstörung sowie der Schädigung bakterieller Zellwände, sind die Grundlage für die hohe Attraktivität der Anwendung. Trotz der häufigen Verwendung als Konservierungsmittel sind auch negative Auswirkungen möglich. GRÜNBERG et al. (2010) untersuchten den Einfluss von Thymol auf die physikalischen Eigenschaften von menschlichen Zähnen. Abhängig vom Zeitraum, in dem sie in der Lösung gelagert wurden, nehmen die Härte von Schmelz und Dentin als auch der E - Modul stark ab. Bereits nach fünf Tagen lassen sich Verluste feststellen. Thymol lagert sich in das Kollagengeflecht ein und bewirkt über Veränderungen der Van der Waals - Kräfte den Bruch von Kalziumbrücken zwischen Apatit und Kollagen. Darin begründen GRÜNBERG et al. (2010) die Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften und verweisen als Alternative auf physiologische Natriumchlorid - Lösung, die entsprechend ihrer Versuche keine Abnahme der Härte und des E - Moduls zur Folge hat.

JAFFER et al. (2009) stellten Untersuchungen bezüglich des Einflusses verschiedener Medien auf die Haftfestigkeit an, wobei durch die Lagerung in 10%iger Formalin - Lösung die größten Haftwerte erzielt werden konnten. Formalin ist ein Aldehydhydrat und entsteht aus Formaldehyd, das in Wasser gelöst ist. Es wirkt keimabtötend und wird aufgrund der Eigenschaft, Gewebe zu fixieren, häufig als Konservierungsmittel verwendet. SORENSON et al. (1966) fanden bei ihren Versuchen heraus, dass 10%iges Formalin den Zahnzement, das Dentin und die Pulpakammer schnell und expansiv durchdringt, allerdings nicht intakten Schmelz. Im Vergleich zur Lagerung im physiologischen Speichel verändern sich nach SCHWERTNER (2010), im Zuge einer sechsmonatigen Lagerung in Formalin, die Kollagenfasern im menschlichen Dentin derart, dass sich die Haftkraft des Adhäsivs erhöht.

Chloramin T ist ebenfalls ein Desinfektionsmittel, das eine hohe bakterizide Wirkung hat und zusätzlich stark oxidierend wirkt. Es ist weniger aggressiv gegenüber organischen Substanzen und längere Zeit haltbar (SCHWERTNER, 2010). JAFFER et al. (2009) erzielten durch die Lagerung in 1%igen bzw. 10%igen Chloramin T niedrigere Haftkraftwerte als mit Formalin.

Um Verzerrungen in der späteren Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen zu umgehen, sollte nach FONSECA et al. (2004) unter anderem die trockene Lagerung vermieden und isotonische Natriumchlorid - Lösung, Chloramin T (10%) oder destilliertes Wasser verwendet werden. Letzteres bildet die Bedingungen im Mundraum am besten nach. Destilliertes Wasser ist eine neutrale Substanz, die keinen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit hat. Es ist ein durch den Destillationsvorgang gereinigtes, salzarmes Wasser, in welchem keine Keimabtötung stattfindet.

Ein weiteres häufig verwendetes Desinfektionsmittel, Konservierungsmittel und Lösungsmittel ist 70%iges Ethanol. Die antiseptische Wirkung von diesem Alkohol ist abhängig von der Konzentration des Wasser - Ethanol - Gemisches. Werden Versuchszähne in 50- bis 80%igem Alkohol gelagert, gibt es kein Überleben für Mikroorganismen. Über Osmose und Denaturierung der Proteine werden sie zerstört (BÜTZER, 2010). JAFFER et al. (2009) halten Ethanol aber für kein geeignetes Medium, da es einen austrocknenden Effekt hat und dadurch die Haftfestigkeit vermindert.

Von Interesse ist nicht nur das Medium an sich, sondern auch die Frage, ob die Dauer, in der die Zähne im Medium verweilen, ausschlaggebend ist. RETIEF et al. (1989) fanden keinen signifikanten Einfluss heraus. Unabhängig davon, wie lange die Zähne gelagert wurden, gab es keine Auswirkungen auf die Haftfestigkeit. Auch WILLIAMS et al. (1985) kamen zu dem Ergebnis, dass es bezüglich der Lagerungsdauer keinen Unterschied in der Haftfestigkeit gibt, egal ob die Verweildauer 24 Stunden, drei Monate oder gar fünf Jahre beträgt.

## **2.2 Zahnfarbe**

Entscheidenden Einfluss auf die ästhetische Wahrnehmung eines Zahnes bzw. Zahnersatzes hat neben der Zahnstellung, Zahnform und Oberflächenstruktur, die Zahnfarbe. Mit gestiegenen Ansprüchen der Patienten sowie der Verbesserung von Restaurationsmaterialien wächst gleichzeitig der Stellenwert der Ästhetik im Berufsalltag eines Zahnarztes (SHEETS, 1987/ RAMFJORD, 1989/ SIM et al., 2001). Daher ist es von Interesse des Zahnarztes und des Patienten, sich mit diesem Thema bzw. einem Teilaspekt, der Zahnfarbe, wissenschaftlich auseinanderzusetzen. LEON (1982) spricht den Bereich der Zahnfarbestimmung eher der Kunst als der Wissenschaft zu.



### **2.2.1 Farbwahrnehmung**

Die richtige Farbauswahl spielt in allen Bereichen der Zahnmedizin eine wesentliche Rolle, insbesondere jedoch in der restaurativen Zahnheilkunde. Eine Farbe lässt sich nicht definieren, sie entsteht durch Wechselwirkung von Licht und Gegenstand. Die ausgesandte Strahlung der Lichtquelle wird vom Gegenstand teilweise absorbiert bzw. reflektiert. Der reflektierte Anteil kann durch Rezeptoren des menschlichen Auges wahrgenommen werden, der anschließend über elektrische Potentiale an das Gehirn weitergeleitet wird. Dadurch entsteht der Sinneseindruck „Farbe“, der von jedem Betrachter unterschiedlich wahrgenommen wird (SCHMIDT et al., 1997).

Speziell in der Zahnmedizin beeinflussen die nachfolgend näher erläuterten Faktoren den Farbeindruck (SCHMIDT et al., 1997):

- Lichtquelle
- Zahn
- Rezeptoren im menschlichen Auge
- Interpretation

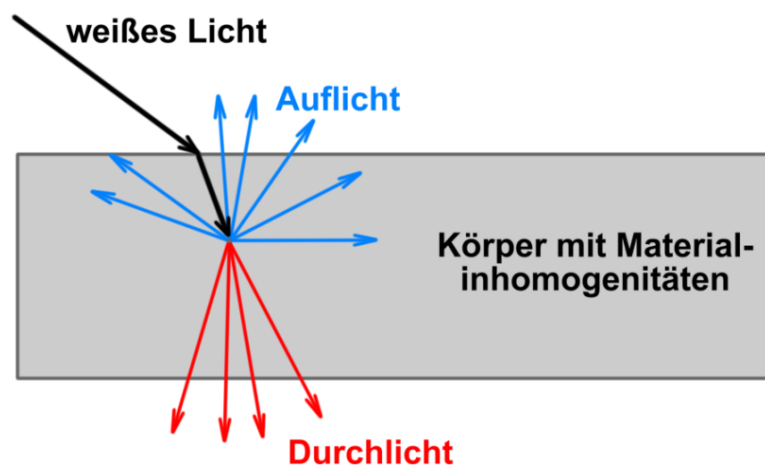
#### **2.2.1.1 Lichtquelle**

Sichtbare Strahlung enthält nur einen Teil des gesamten elektromagnetischen Wellenlängenspektrums. Im Bereich 400 nm befindet sich der kurzwelligere Teil des Lichtes, der blau erscheint. Mit größer werdender Wellenlänge bis zu 700 nm ändert sich die Lichtempfindung von grün über gelb, orange zu rot (BERGER - SCHUNN, 1994). Unterhalb von 400 nm (UV - Licht) und oberhalb von 700 nm (infrarotes Licht) kann das menschliche Auge die elektromagnetischen Wellenlängen nicht mehr als Licht wahrnehmen. Natürliches Licht (Sonne) sowie künstliche Lichtquellen (z.B. Leuchtstofflampen, Glühbirne) enthalten den gesamten Wellenlängenbereich des sichtbaren Spektrums. Die Intensität bzw. die Strahlungsleistung unterscheidet sich jedoch. Die spektrale Farbverteilung von Glühbirnen beispielsweise liegt vor allem im gelb - roten Bereich, die der Leuchtstoffröhren im blauen Bereich. Die Strahlungsverteilung des Tageslichtes variiert je nach Tageszeit und Witterungsbedingungen (ROSENSTIEL et al., 1995). Mittags beispielsweise, mit klarem Himmel überwiegt der Blauanteil, gegen Abend der rötliche Anteil. Bei schlechter Witterung mit bewölktem Himmel wird Licht als neutral empfunden (SALESKI, 1972). Vor diesem Hintergrund sollte darauf geachtet werden, dass Farbnahmen am Patienten möglichst unter konstanten realen Bedingungen vorgenommen werden.

### 2.2.1.2 Zahn

Ausschlaggebend für die Zahnfarbe ist nicht nur die Eigenfarbe des Zahnes, sondern auch dessen Eigenschaften, wie Transparenz, Transluzenz und Opazität. Ein Körper ist transparent, wenn er lichtdurchlässig ist und nur eine geringe Menge an Strahlung absorbiert. Wird dagegen ein Teil der Strahlung diffus abgelenkt, wird von Transluzenz gesprochen. Der Körper ist lichtdurchlässig aber undurchsichtig. Erfolgt dagegen keine Transmission bzw. Streuung, ist der Körper opak und undurchsichtig. Der Übergang dieser drei Eigenschaften ist fließend (BERGER - SCHUNN, 1994).

Damit bei der Restauration eines Zahnes ein möglichst natürliches und lebendiges Farbenspiel erreicht wird, ist es von großer Bedeutung, dass neben den drei oben aufgeführten Eigenschaften Opaleszenz sowie Fluoreszenz beachtet werden. Diese sind wesentliche Bestandteile der Lichtdynamik, die die Veränderung der spektralen Verteilung durch unterschiedliches Umgebungslicht beschreibt und dadurch Restaurationen ästhetisch und lebendig wirken lässt. Ein Werkstoff ist opaleszent, wenn seine Lichtstreuungseigenschaften ähnlich einem Opal sind. Die nachstehende Schemazeichnung (Abb. 27) zeigt die durch den Opaleffekt auftretende Streuung des Lichtes an den Füllkörpern eines Stoffes.

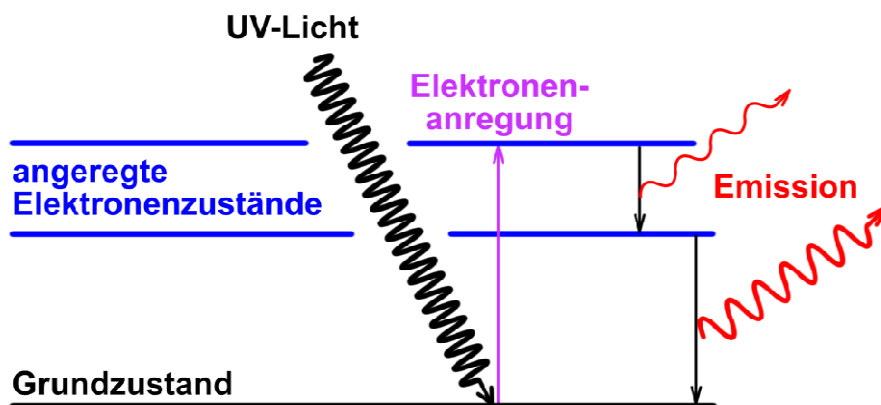


**Abb. 27. Schematische Darstellung der Streuung des Lichts aufgrund des Opaleffekts  
(nach K.-H. KUNZELMANN, 2010).**

Kurzwelligeres Licht (blau) wird stärker gestreut als langwelligeres Licht (rot) und somit wird das vorher weiß erscheinende Licht in seine Spektralfarben zerlegt. Dadurch lässt sich auch erklären, dass rotes Licht die Schneidekante des opaleszierenden Schmelzes durchdringt,

wohingegen blaues Licht zurückgestreut wird. Im Auflicht erscheint der Zahnschmelz also bläulich reflektierend, im Durchlicht tendenziell gelblich bis rot (KUNZELMANN, 2010).

Auf subtile Art und Weise wird Opaleszenz von Fluoreszenz unterstützt. Dadurch erscheinen Zähne unter natürlichem Licht etwas gelblicher, in Gegenwart von warmen Lichtquellen wie Glühlampen rötlicher und unter kalten Lichtquellen wie Leuchtstoffröhren bläulicher. Das Prinzip der Fluoreszenz basiert auf Energiefreisetzung durch Elektronenanregung, welche Abb. 28 veranschaulicht.



**Abb. 28. Elektronenanregung durch Einwirkung von UV – Licht (schwarz) und die anschließende Energiefreigabe in Form von Lichtemission (rot)**  
(nach K.-H. KUNZELMANN, 2010).

Durch Einwirkung von energiereichem Licht (UV - Licht) werden Elektronen vom Grundzustand auf ein höheres Energieniveau angehoben. Dieser Zustand ist instabil. Die Elektronen kehren vom angeregten Zustand über Zwischenstufen in den Grundzustand zurück. Dabei wird die Energiedifferenz zwischen energiereichem und -armen Niveau in Form von Lichtemission frei. Durch die portionsweise Freiwerdung von mehreren kleinen Energiebeträgen ist die Wellenlänge der ausgesandten Strahlung langwelliger als die des ursprünglichen, anregenden Lichtes.

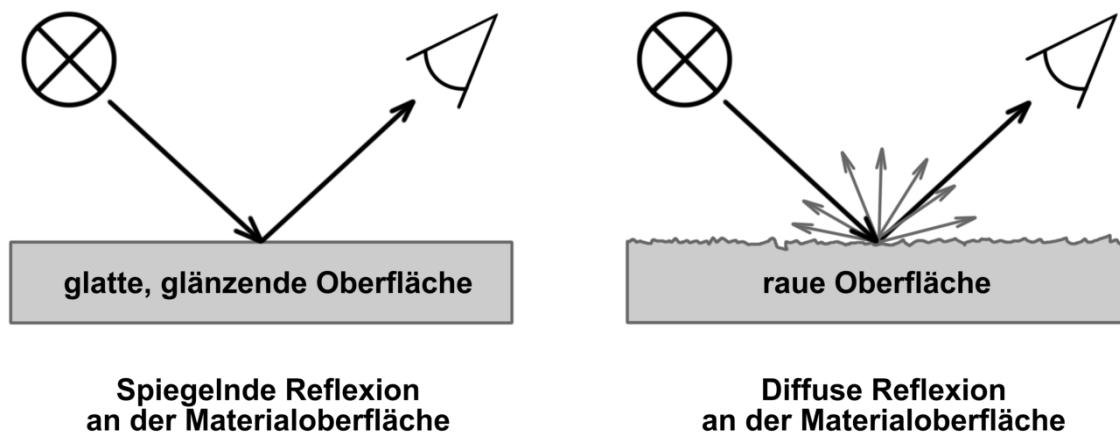
Durch das Fluoreszenzspektrum wird das Eigenfarbspektrum eines Zahnes vervollständigt, wobei aber die Intensität um Zehnerpotenzen schwächer ist (KUNZELMANN, 2010).

### **2.2.1.3 Rezeptoren des menschlichen Auges**

Das menschliche Auge nimmt bei einem Farbreiz über Rezeptoren den vom Zahn reflektierten Anteil der Strahlung auf. Die Rezeptoren bzw. Sinneszellen befinden sich an der

Netzhaut und untergliedern sich in Stäbchen und Zapfen, wobei im Auge ca. 120 Mio. Stäbchen und ca. 6 Mio. Zapfen vorhanden sind. Die Stäbchen sind für das skotopische Sehen zuständig (Intensitätsunterscheidung), wohingegen die Zapfen für das photopische Sehen (Farbsehen) verantwortlich sind. Die trichromatische Theorie von Young, Maxwell und Helmholtz geht davon aus, dass es drei verschiedene Zapfentypen (Rot 700 nm, Grün 546 nm, Blau 435 nm) gibt, mit denen jeder beliebige Farbton hervorgerufen werden kann (SCHMIDT et al., 1997). Die Empfindlichkeit dieser Sinneszellen ist unterschiedlich stark, so dass Farben von normalsichtigen Personen unterschiedlich wahrgenommen werden können. Aufgrund der 20fach größeren Menge an Stäbchen ist es verständlich, dass das Auge Helligkeitsunterschiede besser wahrnehmen kann als Farbunterschiede. Betrachtet man die Helligkeit eines Schneidezahnes, ausgehend von der Inzisalkante Richtung Zahnhals, erscheint der Bereich der Kante heller als im transluzenten Schmelz. Die Mitte der Krone zeigt die stärkste Helligkeit, wohingegen in zervikaler Region, entsprechend der dunkleren Farbwahrnehmung, die Helligkeit wieder abnimmt (KUNZELMANN, 2010).

Zusätzlich wird die Wahrnehmung der Helligkeit von der Oberflächenbeschaffenheit eines Körpers beeinflusst, wie nachfolgende Schemazeichnung (Abb. 29) veranschaulicht.



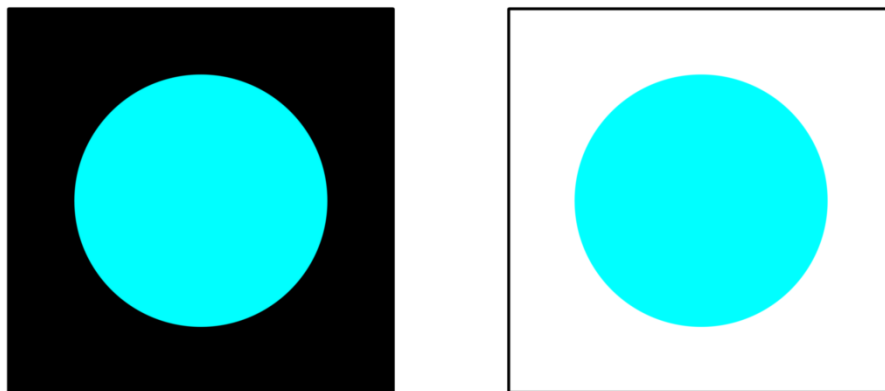
**Abb. 29. Reflexionen (nach K.-H. KUNZELMANN, 2010).**

Auf einer glatten, glänzenden Oberfläche wird Licht spiegelnd reflektiert, entsprechend der Regel: Einfallswinkel ist gleich Ausfallwinkel. Der Betrachter kann so eine größere Lichtmenge über die Sinneszellen registrieren, was als „hell“ interpretiert wird. Dagegen ist eine diffuse Streuung die Folge einer rauen Oberfläche. Die Hauptrichtung der Streuung liegt zwar in Richtung des Ausfallwinkels, der gleich dem Einfallswinkel ist, dennoch ist dieser Anteil wesentlich kleiner als die Eingangsstrahlung und damit die Helligkeitswahrnehmung

reduziert. Daraus folgernd müsste an jugendlichem Zahnschmelz, der eine glatte Morphologie aufweist, das Licht gespiegelt werden. Jedoch wird aufgrund der dicht nebeneinander liegenden Perikymatien (Kap. 2.1.1.1) das Licht diffus gestreut und daher erscheint die Zahnhartsubstanz dunkler als bei Zähnen, bei denen durch Abrasion die Perikymatien nicht mehr vorhanden sind (KUNZELMANN, 2010).

#### **2.2.1.4 Interpretation**

Eine weitere Farbtheorie wurde von Johannes von Kries aufgestellt, die auch unter Fachkreisen favorisiert ist. Sie besagt, dass auf Ebene der Photorezeptoren alle Prozesse gültig sind, die durch die trichromatische Theorie erklärt werden. Die anschließenden neuronalen Verarbeitungsprozesse im zentralen Nervensystem verlaufen entsprechend der Gegenfeldtheorie. Gegenfarbpaare sind blau - gelb, rot - grün und schwarz - weiß. Dessen aufeinander abgestimmte Neurone leiten durch antagonistische Erregungs- und Hemmprozesse die Farbempfindung an das Gehirn weiter (SCHMIDT et al., 1997). Die Erkenntnis der Gegenfarbtheorie bestätigt beispielsweise der „Simultantest“, den nachfolgende Abb. 30 zeigt.



**Abb. 30. Simultantest (nach K.-H. KUNZELMANN, 2010).**

Auf beiden Hintergründen erweckt die Farbe unterschiedliche Eindrücke, obwohl es exakt derselbe Farbton ist. Vor einem dunklen Umfeld erscheint eine Farbe weniger gesättigt als bei einem hellen Hintergrund (KUNZELMANN, 2010).

Farbwahrnehmung ist also ein Prozess, der stark von der Neurophysiologie des Einzelnen abhängt sowie von der Interpretation des Gehirns.

### **2.2.2 Farbbestimmung**

In der klinischen Zahnheilkunde ist gegenwärtig die subjektive Farbwahrnehmung durch den Zahnarzt die gebräuchlichste Methode der Zahnfarbbestimmung. Vor dem Hintergrund vorheriger Ausführungen ist es verständlich, dass diese Methode als unzuverlässig und ungenau gilt (CULPEPPER, 1970).

#### **2.2.2.1 Objektive Farbbestimmung**

Die Empfindlichkeit des menschlichen Auges, kleine Farbunterschiede zu erkennen, ist begrenzt bzw. die Interpretation visueller Farbvergleiche ist subjektiv (JOHNSTON et al., 1989). Allein für die Kommunikation zwischen Zahnarzt, der die Farbe bestimmt, und dem Zahntechniker, der die Zahnfarbe realisieren soll, ist es unbedingt erforderlich, dass Ergebnisse objektiv und reproduzierbar sind. Mit dem Einsatz von technischen Geräten kann diesem Wunsch nachgekommen werden, da somit mögliche Fehlerquellen wie Licht, Umgebung und menschlicher Sehsinn ausgeschaltet werden. Bisher wurden spezifische Messgeräte am Patienten routinemäßig noch nicht eingesetzt, da hier besondere Bedingungen vorherrschen. Farbmuster in der graphischen Industrie unterliegen Normen. Beispielsweise haben sie eine Mindestgröße von  $1\text{ cm}^2$  (SETZ et al., 1992), eine plane, homogen gefärbte Oberfläche und zusätzlich sind sie meist opak. Natürliche Zähne dagegen unterliegen keinen Normwerten, sie sind individuell. Oberflächenmerkmale wie Struktur und Glanz können im Zuge der Messungen nicht erfasst werden, beeinflussen aber signifikant das Messergebnis. Des Weiteren hat die Speichelbenetzung, die Oberflächenwölbung sowie das umgebende Gewebe und die Transluzenz des Zahnes Einfluss auf die Messung (MACENTEE et al., 1981; GOODKIND et al., 1985; VAN DER BURGT et al., 1990).

Hinzu kommen Nachteile von kommerziell verfügbaren Messgeräten. Die Wellenlänge des einstrahlenden Lichtes, die die Objektfarbe bestimmt, wird teilweise nicht erfasst. Der Anwendungsbereich ist eingeschränkt, unter anderem auch aufgrund des Bedienungsaufwandes und des Bauvolumens des Gerätes. Des Weiteren ist teilweise die Sterilisation der Bauteile, die mit dem Patienten in Kontakt gekommen sind, schwer möglich (BRETHAUER et al., 1996).

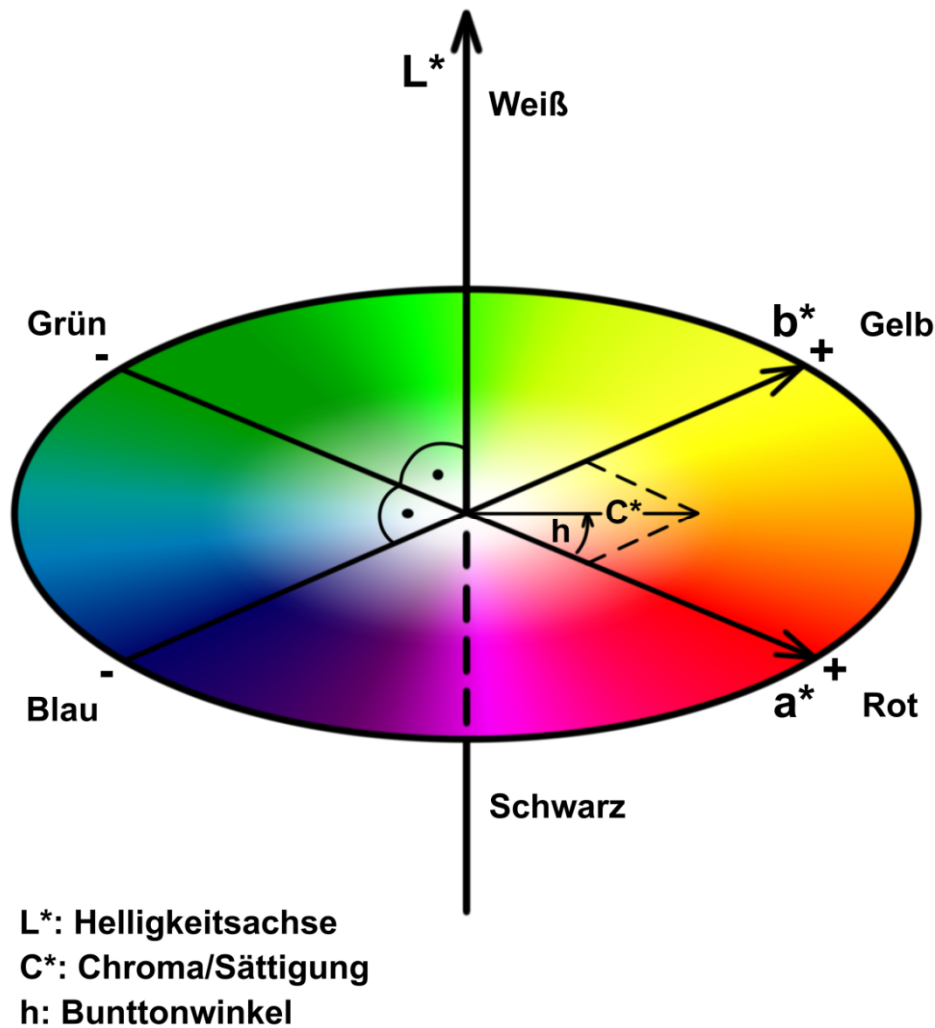
Es gibt unterschiedliche Verfahren mit Hilfe von Messgeräten Farben zu bestimmen. Das wohl genaueste, aber auch komplexeste, ist das Spektralmessverfahren. Dessen Prinzip beruht auf zwei Arbeitsgängen. Zum einen werden über spektrophotometrische Abläufe Intensitäten der reflektierten Wellenlängen gemessen und andererseits werden Messdaten über ein

Auswertungsverfahren computertechnisch in die gewünschte Form umgerechnet. Im Spektrophotometer wird über eine Lichtquelle sichtbares Licht ausgesendet, das am Probekörper teilweise absorbiert, teilweise reflektiert wird. Letzterer Anteil kann entweder über Brechung (Prisma), Beugung (Gitter) oder Filterung spektral aufgespaltet werden. Die Zerlegung erfolgt meist in 5 nm bzw. in 10 nm Schritten. Mit Hilfe von Fotosensoren können die Wellenlängen in ihrer Intensität erfasst und dadurch eindeutig eine Farbe charakterisiert werden (SETZ et al., 1992). Über die valenzmetrische Auswertung können die Normfarbmaßzahlen X, Y, Z und Werte des gewünschten Farbsystems erhalten werden.

#### **2.2.2.2 CIE L\*a\*b\* - System**

Das heute wohl gebräuchlichste Farbsystem ist das CIE L\*a\*b\* - System. CIE steht für Commission International de l'Eclairage, die 1931 das CIE - XYZ Normvalenzsystem entwickelte. Dadurch sollte es möglich sein, Vorgänge beim Sehen mit Hilfe eines Normalbeobachters zu vereinheitlichen und farbmetrisch berechenbar zu machen. Dessen Grundkonzept basiert auf der trichromatischen Theorie (Kap. 2.2.1.3), mit Hilfe derer sich jeder Farbeindruck auf ein Mischungsverhältnis der Primärfarben Rot (X), Grün (Y) und Blau (Z) zurückführen lässt. Die Normfarbmaßzahlen XYZ, sogenannte Tristimuluswerte, werden messtechnisch bestimmt und in die chromatischen Koordinaten x, y und z konvertiert. Damit können sie in einem dreidimensionalen Farbraum dargestellt werden. Der Nachteil dieses Systems ist allerdings, dass im XYZ - System der Abstand zweier Punkte nicht proportional zum Empfindungsabstand des Betrachters ist.

Damit nun die empfindungsgemäße Farbcharakterisierung besser als im Tristimulusmodell dargestellt wird, entwickelte die CIE 1976 das L\*a\*b\* - Farbsystem. Hier entspricht der geometrisch berechenbare Abstand zweier Punkte näherungsweise den visuell wahrgenommenen Farbabständen. Aber nicht nur der Vorteil der Gleichabständigkeit zeichnet das System aus, sondern auch die Geräteunabhängigkeit. Farben können unabhängig von ihrer Erzeugungsart und Wiedergabetechnik definiert werden, so dass dadurch die Konvertierung in andere Farbsysteme bzw. andere Gerätearten möglich ist. Jede Farbe wird durch die Koordinaten (L\*/a\*/b\*) bestimmt, wobei das Grundprinzip auf der Gegenfarbentheorie basiert. Folgende Graphik (Abb. 31) veranschaulicht den CIE L\*a\*b\* - Farbraum.



**Abb. 31. Schematische Darstellung des CIEL\*a\*b\* - Farbraums**  
 (nach M. BINDER, 2002).

In einem dreidimensionalen Koordinatensystem ist die  $a^*$  - Achse für die Rot - Grün - Buntheit, die  $b^*$  - Achse für die Gelb - Blau - Buntheit und die  $L^*$  - Achse für die Helligkeit zuständig. Die  $a^*$  - und  $b^*$  - Achse bilden eine Ebene, die den „Farbenkreis“ bildet. Im Achsenschnittpunkt befindet sich der Unbuntpunkt. Von diesem Punkt aus verändert sich mit zunehmendem Radius die Sättigung des Farbtons. Je positiver der Wert auf der  $a^*$  - Achse wird, desto rötlicher erscheint der Farbton, je negativer, desto grünlicher. Entsprechendes gilt für die  $b^*$  - Achse: je größer der Wert, desto gelblicher, je kleiner der Wert umso bläulicher ist die Farbart (BERGER - SCHUNN, 1994).

Die Helligkeitsachse, die senkrecht zur  $a^*$  - und  $b^*$  - Achse steht, wird auch als Neutralgrauachse bezeichnet, da die Endpunkte Schwarz ( $L^* = 0$ ) und Weiß ( $L^* = 100$ ) sind und die Zwischenwerte unbunte Grautöne darstellen. Auch hier gilt nach BERGER - SCHUNN



(1994), dass je größer der  $L^*$  - Wert wird, desto heller werden die Farbtöne und je kleiner der  $L^*$  - Wert, desto dunkler erscheinen die Farben.

Die Skala der  $a^*$  - Achse umfasst einen Zahlenbereich von -150 bis +100, die der  $b^*$  - Achse hat einen Bereich von -100 bis +150 und die  $L^*$  - Achse beschreibt die Helligkeit mit Werten von 0 bis 100. Diese Farbwerte haben keine Einheiten, sie sind dimensionslos. Für einige Werte findet sich sogar keine wahrnehmbare Entsprechung. Da bei der Erstellung dieses Systems die menschliche Farbwahrnehmung miteinbezogen wurde, gibt es in Wirklichkeit kein Tiefblau mit einem Wert von -100. Blau - Werte z.B. umfassen einen Zahlenbereich von 0 bis -70. Dagegen gibt es sehr wohl ein Gelb mit einem Wert von +130. Aufgrund dessen kam BINDER, der die „Farbkreise“ entlang der  $L^*$  - Achse betrachtet hat, zu dem Ergebnis, dass das  $CIEL^*a^*b^*$  - System dreidimensional betrachtet einen unförmigen Farbkörper und keine perfekte Kugel darstellt.

Die Graphik in Abb. 31 zeigt eine weitere Möglichkeit der Farbbestimmung mit Hilfe von  $L^*$ ,  $C^*$  und  $h$ . Der  $L^*$  - Wert gibt wieder die Helligkeit an.  $C^*$  steht für Chroma, das die Sättigung einer Farbart beschreibt und  $h$  ist der Bunttonwinkel. Beide Möglichkeiten können verwendet werden. BINDER (2002) empfiehlt allerdings, dass unbunte Farben, also Farben ohne bestimmten Farbton, eher mit dem  $L^*a^*b^*$  - System gemessen werden sollen, da schon Nuancen an Farbveränderungen tatsächlich roter, grüner, blauer oder gelber werden. Für bunte Farben ist es sinnvoll, das  $L^*C^*h$  - System zu verwenden. Lila beispielsweise wird bei kleinen Veränderungen der Farbart entweder blauer oder röter bzw. im Farbton stärker gesättigt oder nicht. Sicher wird Lila dabei nicht gelber oder grüner.

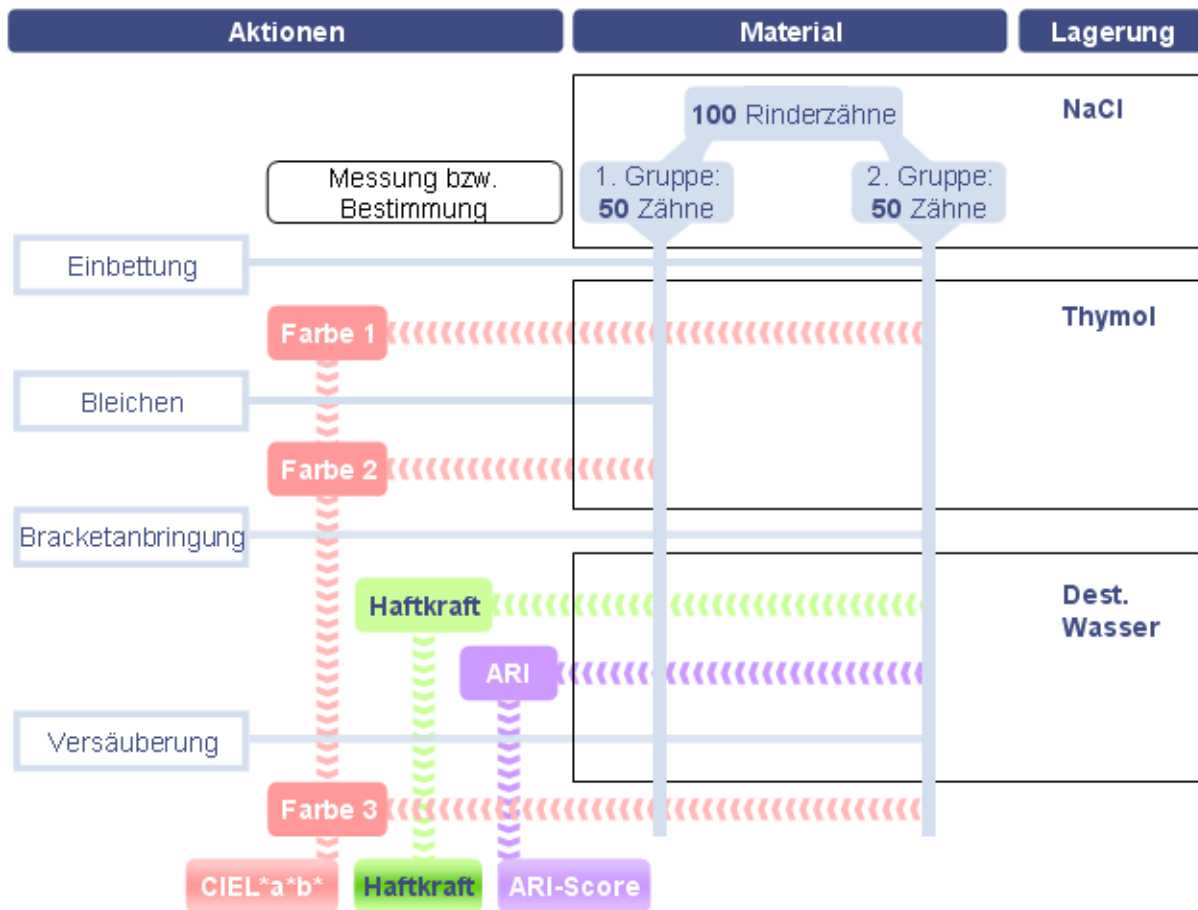
Der Unterschied zwischen zwei Farbarten kann mit Hilfe des geometrischen Abstandes zwischen den zwei Punkten im  $CIEL^*a^*b^*$  - System berechnet werden. Mit nachstehender Formel erfolgt die Berechnung (ELIADES et al., 2001):

$$\Delta E^* = \sqrt{\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2}}$$

Das Symbol „\*“ soll  $CIEL^*a^*b^*$  - Werte von anderen Farbsystemen unterscheidbar machen. Generell gilt, dass ein  $\Delta E^*$  - Wert unter 1 nicht als Farbunterschied akzeptiert wird, außer er kann von mehreren Betrachtern identifiziert werden. Ein visueller Empfindungsunterschied tritt in der Regel erst ab größeren Werten auf (ELIADES et al., 2001; JOHNSTON et al., 1989).

### 3 Material und Methode

Die nachfolgende Übersicht stellt das Versuchsdesign dar. Sie spiegelt die Einteilung der Gruppen, deren Flüssigkeitslagerung und die chronologisch stattfindenden Vorgänge wider. Anhand einer ungebleichten Kontrollgruppe (2. Gruppe) konnten Aussagen getroffen und anschließend statistisch ausgewertet werden.



**Abb. 32. Schematische Darstellung des Versuchsablaufs inklusive der drei Messkomponenten Farbe (rot), Haftkraft (grün) und ARI – Score (lila).**

### **3.1 Material**

Folgende Ausführungen geben Auskunft über die Anzahl und Lagerung der Rinderzähne, einen Überblick über die verwendeten Werkstoffe sowie die zur Verfügung gestandenen Gerätschaften.

#### **3.1.1 Rinderzähne**

Für die Durchführung der in vitro Studie wurden Rinderzähne der ersten und zweiten Dentition verwendet. Nach Extraktion von ca. 150 unteren Inzisivi in einem Schlachthof wurden die Zähne zunächst in isotonischer Kochsalzlösung zwischengelagert. Nur Zähne mit unversehrten, kariesfreien und möglichst planen Vestibulärflächen konnten in den Versuch miteinbezogen werden. Somit standen für die praktische Anwendung 100 Rinderzähne (Abb. 33) zur Verfügung.



**Abb. 33. Extrahierte Rinderzähne nach Versäuberung, Vergrößerung ca. 1:1,4.**

### 3.1.2 Werkstoffe

**Tab. 4. Übersicht über die benützten Werkstoffe.**

Werkstoff	Produktname	Hersteller	Typbezeichnung	Eigenschaften
Gips	Laborit® gelber Modell- hartgips	Ernst Hinrichs GmbH	Modellhartgips DIN EN ISO 6873;  Typ 3	$\alpha$ - Hemihydrat des Kalziumsulfats; hohe Druckfestigkeit;  gute Fließeigenschaften; Mischungsverhältnis: 100 g Gips: 30 ml Wasser; Verarbeitungszeit: 5 - 6 min;  Abbindezeit: 10 - 12 min;  Expansion nach 2 h: 0,14%
Phosphor- säure	Gluma® Ätzel	Heraeus Kulzer GmbH	Gluma Etch 20 Gel;  2,5 ml	Ätzmittel;  20%ige Phosphorsäure; Einwirkzeit: 15 - 30 s
Primer	Transbond™XT Primer	3M Unitek GmbH	Transbond™XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer  6 ml	Benetzungsmittel und Haftvermittler; nach Auftragung verblasen und lichthärten
Adhäsiv	Transbond™XT Adhäsiv	3M Unitek GmbH	Transbond™XT Light Cure Adhesive Paste  4 g	Klebepaste;  10 s Lichthärten
Bleich- mittel	Opalescence® Bleichmittel	Ultradent GmbH	Opalescence Quick 45% PF	In - office Bleichsystem; Carbamid - Peroxid - Gel (pH = 6,5)
Silikon	Henry Schein® Dubliersilikon	Henry Schein Dental Depot GmbH	Z - Dupe Katalysator- und Basis - Paste	Vulkanisiertes, additionsvernetzendes Silikon;  Mischungsverhältnis: 1 : 1
Bracket	Selbstligierendes Keramikbracket	3M Unitek	Clarity SL Bracket	Technologie des SmartClip™ Brackets

### 3.1.3 Geräte

**Tab. 5. Übersicht über die benützten Geräte.**

Gerät	Produktname	Hersteller	Typ- bezeichnung	Beschreibung
Polier- maschine	Polier - Einheit	KaVo Dental GmbH	EWL 5820	Drehzahl: 1500 / 3000 U / min bei 50 Hz  Saugleistung: ca. 480m <sup>3</sup> / h  Anschlusswert: 400 W
Trimmer	Gipsmodell- trimmer	Reco GmbH	GMT 5350	Grobe und feine Schleifscheibe mit regelbarem Wasserzufluss;  Leerlauf - Drehzahl: 1500 U / min
Farbmess- gerät	Spektrophoto- meter	Minolta GmbH	CM 3500 d	Geöffnete / geschlossene Glanzfall;e;  Lochblende: 4 / 8 / 12 mm  Blitzbeleuchtung
Licht- härte- lampe	Ortholux™ XT Polymerisations- lampe	3M Unitek GmbH	Ortholux™ XT Visible Light Curing Unit	75 Watt Halogenlampe;  Optisch gefiltertes Licht im Bereich: 420 - 500 nm;  Glasfaser - Lichtleiter;  Zeiteinstellung: 5 / 10 / 15 / 20 s mit hörbarem Signal;
Abscher- maschine	Instron® Universal- testmaschine	Instron Structural Testing Systems GmbH	Instron 5542	Pneumatisch, seitlich wirkender Spannzug; Kraftmessgenauigkeit: + / - 0,5% des Anzeigewerts;  Saugleistung: ca. 480m <sup>3</sup> / h  Anschlusswert: 400 W  Automatische Aufnahme- erkennung für Kraft- und Dehnungsaufnehmer

Mikroskop	Stereo- mikroskop	Bresser GmbH	Advance ICD 10x - 160x trinokular; 58 - 04000	Auflichtmikroskop; Stereo - Zoomobjektiv (1x bis 4x), zwei Paar hochwertige Weitfeld - Okulare (10x und 20x) und eine 2 - fach Konverterlinse
Mess- schieber	Digital- Messschieber	Vogel Germany GmbH	DIN 862	Maßeinheit umschaltbar in mm / inch Messbereich: 0 - 150 mm Messgenauigkeit: + / - 0,03 mm

### 3.2 Methode

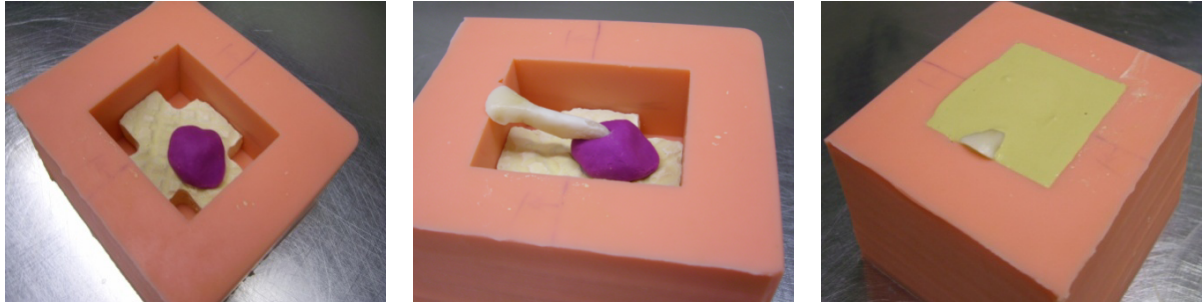
Ausgehend von der Herstellung der Prüfkörper, der Farbbestimmung mit Hilfe des CIEL\*a\*b\* - Systems, dem Bleichvorgang und der Bracketanbringung bis hin zur Wasserlagerung, den Abscherversuchen und der Bestimmung des ARI - Scores wird das Vorgehen, unterstützt mit bildlicher Darstellung, eingehend erläutert.

#### 3.2.1 Herstellung der Prüfkörper

Mit Hilfe chirurgischer Instrumente konnten die Versuchszähne aus den Unterkiefern frisch geschlachteter Rinder extrahiert werden. Die anschließende Aussortierung wurde nach bestimmten Kriterien durchgeführt. Diese waren Unversehrtheit der Schmelzoberfläche, Kariesfreiheit und die möglichst homogen geformte bzw. plane Labialfläche, deren Größe die Aufnahme des Brackets gewährte. Anhand dieser Kriterien reduzierte sich die Anzahl der Versuchszähne auf 100 Stück. Das teilweise mitextrahierte Parodontium wurde mit einem Skalpell entfernt. Hartnäckige Gewebereste, besonders auf der Wurzeloberfläche, konnten mit einer Wasser - Bimsstein - Suspension an der Poliermaschine beseitigt werden. Nach Reinigung mit Wasser und abschließender Kontrolle auf Sauberkeit erfolgte die Lagerung der Zähne in 0,1%iger Thymollösung.

Die darauf folgende Einbettung der Zähne in ein rechteckiges Gipsblöckchen gewährleistete deren gleichmäßige Positionierung in den späteren Abscherversuchen durch die Universaltestmaschine. Die Erstellung der Negativform des rechteckigen Artikulationsgipsblöckchens erfolgte durch Abformung eines 4 cm breiten, 5 cm langen und 3 cm tiefen

Testkörpern mit Silikonmasse. Die Abformmasse wurde nach Herstellerangaben verarbeitet. Nach Anfertigung mehrerer Negativformen und Gipskreuze, die zur leichteren Positionierung der einzelnen Zähne beitrugen, konnte mit dem Einbetten begonnen werden (Abb. 34).



**Abb. 34. Herstellung der Prüfkörper.**

Jeder Zahn wurde in einer Negativform mit Hilfe von Gipskreuz, Knetmasse und Heißkleber so positioniert, dass nach Einbettung der Zähne nur noch deren Labialfläche sichtbar war. Die Inzisalkante befand sich oben zentriert ausgerichtet, wie Abb. 35 zeigt. Nach einer Aushärtungszeit des Artikulationsgipses von ca. 25 - 30 min konnte der Prüfkörper aus der Silikonform herausgelöst und eventuelle Verschmutzungen auf der Labialfläche der Versuchszähne mit Wasser beseitigt werden.



**Abb. 35. Eingebettete Rinderzähne, Vergrößerung ca. 1:1,9.**

Für die Zwischenlagerung wurden die Prüfkörper in einem verschlossenen Behälter so aufbewahrt, dass sich die Zahnflächen in einer Thymollösung befanden.

### 3.2.2 Farbbestimmung mit CIEL\*a\*b\* - System

Nach Herstellung der Prüfkörper wurde von allen Versuchszähnen die Farbe bestimmt. Das Spektrophotometer Minolta CM - 3500d misst die Farbe gemäß dem Farbmaßsystem CIEL\*a\*b\*.

Durch drei senkrecht aufeinander stehende Achsen können die Eigenschaften einer Farbe genau beschrieben werden, wobei das Kapitel 2.2.2.2 die entsprechende bildliche Darstellung wiedergibt:

Die L\* - Achse beschreibt die Luminanz (Helligkeit): L > 0: weiß; L < 0: schwarz

Die a\* - Achse beschreibt den Rot - Grün - Farbton: a > 0: rot; a < 0: grün

Die b\* - Achse beschreibt den Gelb - Blau - Farbton: b > 0: gelb; b < 0: blau

Nach Kalibrierung des Minolta Spektrophotometers wurden die einzelnen Proben über einer Lochblende mit einer Größe von 4 mm und geöffneter Glanzfalle positioniert und gemessen. Wie das Versuchsdesign unter Kapitel 3 zeigt, erfolgte die Farbmessung insgesamt dreimal während des gesamten Versuchs. Zu Beginn, um die Ausgangsfarbe vor der Bearbeitung der Schmelzoberfläche festzuhalten, nach Bleichung der Zähne (Kap. 3.2.3) und am Ende der Versuchsdurchführung (Kap. 3.2.8), damit eventuelle Farbänderungen festgestellt werden konnten.

Im Fall eines ungebleichten Versuchszahnes betrug der Datensatz der Farbbestimmung zwei L\*a\*b\* - Werte und im Fall eines Gebleichten drei. Der Farbabgleich wurde innerhalb folgender Gruppen durchgeführt:

- a) Nicht gebleichte und gebleichte Zähne
- b) Nicht gebleichte Zähne vor und nach Debonding
- c) Gebleichte Zähne vor und nach Debonding

Der Farbabgleich konnte mit der in Kapitel 2.2.2.2 näher erläuterten Formel (ELIADES et al.) berechnet werden:

$$\Delta E^* = \sqrt{(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2}$$

Mit der oben beschriebenen Methode konnte von den Versuchszähnen die Farbe gemessen und anhand der Formel der Farbabstand ausgerechnet werden.



### 3.2.3 Bleichen

Der nächste Schritt in der Versuchsdurchführung war das Bleichen der Rinderzähne. Damit der Einfluss des Bleichens auf die Haftfestigkeit der Keramikbrackets untersucht werden kann, muss eine Kontrollgruppe festgelegt werden. Aufgrund dessen wurde die Hälfte der Zähne (50 Stück) nach dem Zufallsprinzip ausgewählt und gebleicht. Die verbleibende Hälfte blieb unbehandelt. Das verwendete Bleichmittel „Opalescence Quick 45%“ (Abb. 36) wurde entsprechend den Herstellerangaben auf die getrockneten Schmelzoberflächen aufgetragen und dort 30 min belassen.



**Abb. 36. Bleichmittel (Spritzkanülen mit Aufsätzen).**

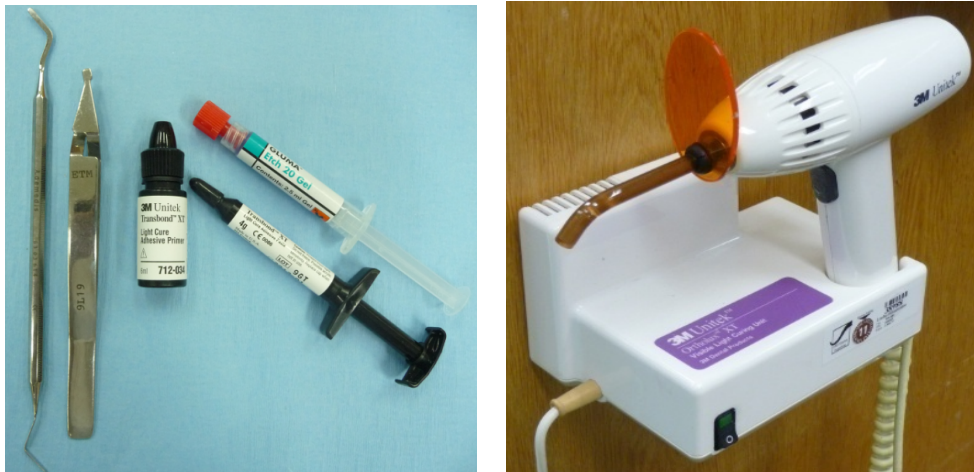
Nach anschließender gründlicher Reinigung der Schmelzschicht wurde die Farbe der gebleichten Zähne nochmals gemessen.

### 3.2.4 Bracketanbringung

Nun konnte mit der Anbringung der Clarity SL Brackets begonnen werden. Der erste Schritt war das Konditionieren. Dafür wurde der Prüfkörper zunächst mit öl- und feuchtigkeitsfreier Luft getrocknet. Nach dem Auftragen des Ätzgels „Gluma Etch 20“ (Abb. 37) auf die Schmelzoberfläche und einer Einwirkzeit von 20 s (Herstellerangaben) konnte es anschließend gründlich abgespült und wiederum mit öl- und feuchtigkeitsfreier Luft getrocknet werden. Eine kalkig weiße Veränderung der Schmelzoberfläche bestätigte das Konditionieren des Schmelzes. In vivo Bedingungen würden zu diesem Zeitpunkt nun erschwert werden durch die Gefahr der Kontamination der geätzten Fläche mit Flüssigkeiten wie Speichel, Wasser oder Blut.

Im zweiten Schritt wurde der Primer des „Transbond XT“ - Systems (Abb. 37) dünn und gleichmäßig auf die Zahnoberfläche aufgetragen. Die entstandene Primerschicht wurde mit Hilfe der Ortholux™ XT Polymerisationslampe (Abb. 37) 15 s lang ausgehärtet. Jeglichen Kontakt der zu beklebenden Fläche mit fett- und ölhaltigen sowie feuchtigkeitsspendenden Präparaten galt es zu vermeiden.

Im dritten Schritt wurde das Adhäsiv des „Transbond XT“ - Systems (Abb. 37) auf die Keramikbracketbasis aufgetragen und das Bracket auf die vorbereitete Zahnfläche gesetzt. Die Anbringung der Brackets bei allen 100 Versuchszähnen führte immer dieselbe Person mit gleichmäßigen und gleich bleibenden Anpressdruck durch. Überschüssige Adhäsivreste wurden mit einem Heidemannspatel (Abb. 37) entfernt, die Position des Brackets nochmals überprüft und anschließend das Adhäsiv mit der Polymerisationslampe belichtet und somit ausgehärtet.



**Abb. 37. Hilfsmittel zur Bracketbefestigung (links: Instrumente und Adhäsivsystem, rechts: Polymerisationslampe).**

### **3.2.5 H<sub>2</sub>O - Lagerung**

Um den Bedingungen von Zähnen in vivo zu entsprechen, wurden die Probezähne eine Woche lang in destilliertem Wasser gelagert. Wasser ist als Simulations- und neutrales Speichermedium besonders zur Nachbildung der oralen Bedingungen geeignet.

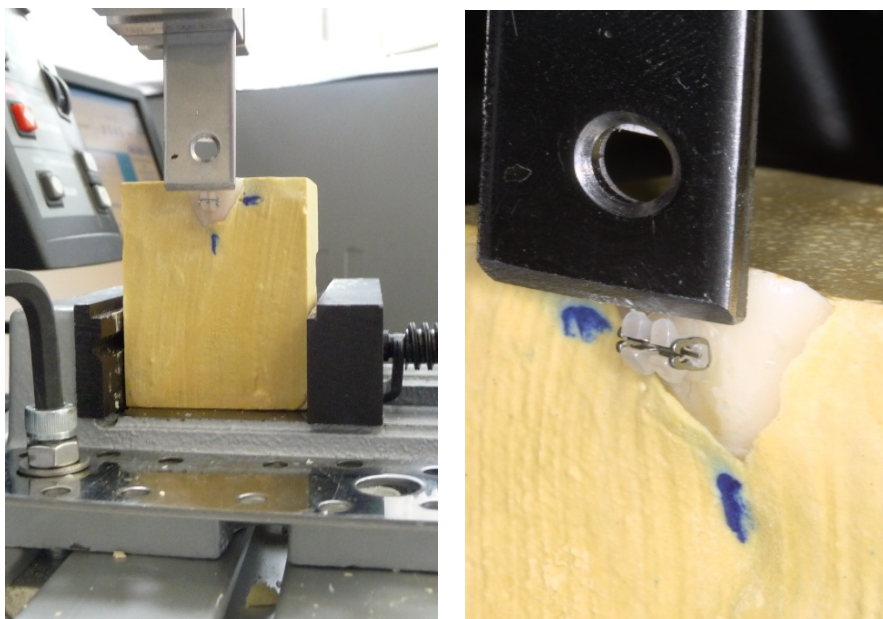
### **3.2.6 Abscherversuche**

Nach einer Woche Flüssigkeitslagerung der Prüfkörper in destilliertem Wasser wurden die Abscherversuche der Keramikbrackets ausgeführt. Die Universaltestmaschine von Instron (Abb. 38) führte während des Scherversuchs eine statische Prüfung durch, da der Prüfkörper nur langsam mit einer Geschwindigkeit von 1 mm / min belastet wurde.



**Abb. 38. Universaltestmaschine.**

Die hergestellten Gipsblöcke mit dem zu prüfenden Verbund, Schmelz - Adhäsiv - Bracket, wurden in die Universaltestmaschine eingespannt, so dass die Inzisalkanten der Zähne nach oben zeigten. Die Bracketbasis sowie die Längsachse des Zahnes waren parallel zu dem abscherenden Metallkeil zu positionieren. Des Weiteren wurde darauf geachtet, dass der Metallkeil idealerweise die gesamte Breite des Brackets gleichmäßig belastet (Abb. 39).



**Abb. 39. Positionierung der Gipsblöcke in der Universaltestmaschine.**

Nachdem bei der Ausrichtung und der Einspannung des Gipsblöckchens mit dem zu prüfenden Verbund diese Kriterien genau beachtet wurden, konnte der Scherversuch gestartet werden. Mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm / min übte der Metallkeil solange Kraft auf den Verbund aus, bis es zum meist abrupten Versagen der Verbindung kam und das Bracket absprang. Für jede Messung wurde ein Druckdehnung - Druckkraft - Diagramm erstellt und die resultierenden Kräfte (Einheit: [N]) notiert.

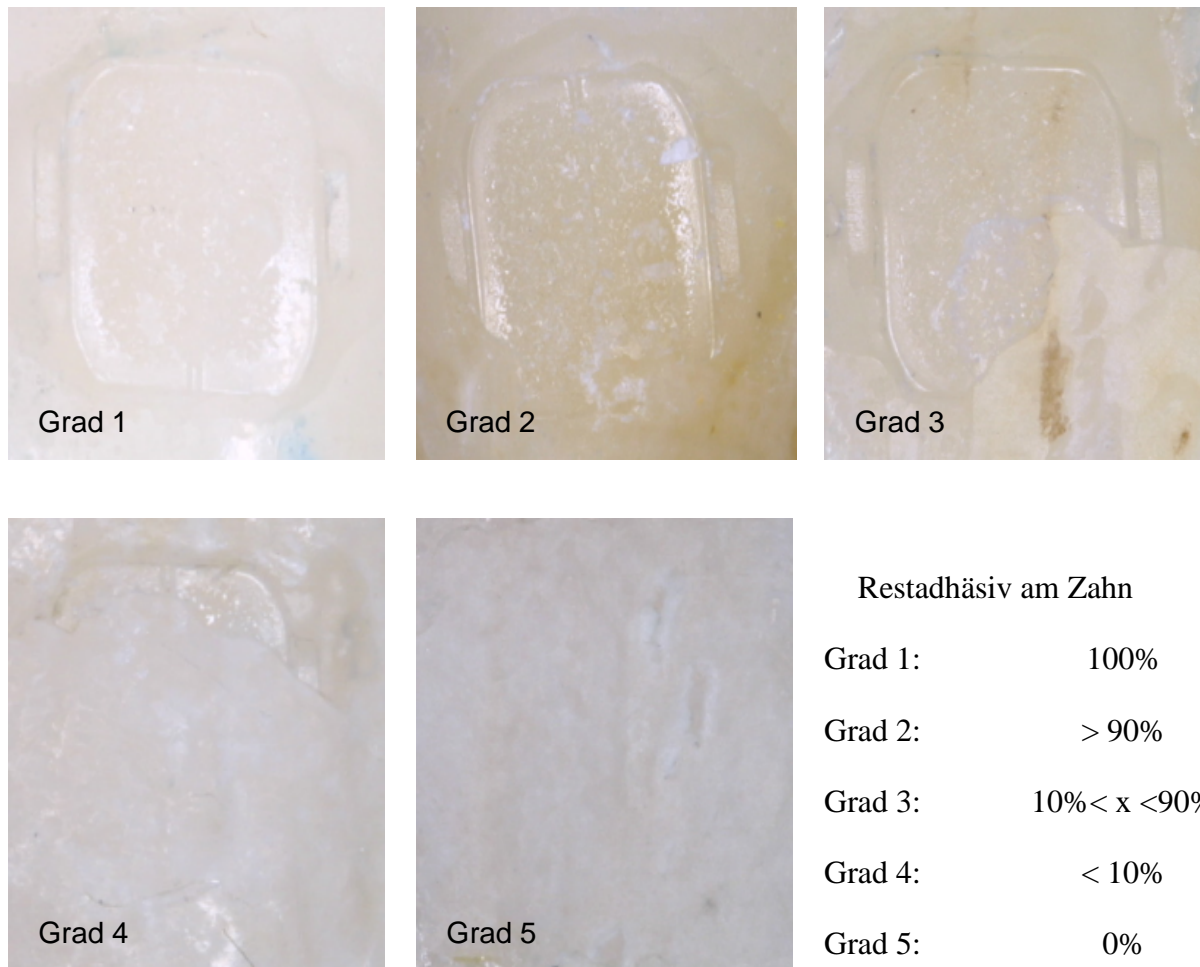
Für den Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien in der Einheit MPa, wurde folgende Formel (AZEZULLAH, 2006) herangezogen.

$$Haftfestigkeit = \frac{Kraft}{Bracketbasisfläche} \quad [MPa] = \frac{[N]}{[mm^2]}$$

Mit einem digitalen Messschieber wurde die Größe der Keramikbracketbasis abgemessen. Diese beträgt bei den verwendeten Clarity SL Keramikbrackets 13,52 mm<sup>2</sup> (Länge: 4,06 mm; Breite: 3,33 mm<sup>2</sup>).

### 3.2.7 ARI - Score

Die Bestimmung der Bruchstellenanalyse erfolgte anhand des ARI - Scores. Dessen in fünf Grade unterteiltes Auswertungssystem (Kap. 2.1.3.1) erleichterte die Beurteilung der verbliebenen Adhäsivmenge auf dem Zahnschmelz nach dem Debonding. Mit Hilfe eines Stereomikroskops der Firma Bresser wurde die Zuordnung der Grade (Abb. 40) von immer derselben Person unternommen.



**Abb. 40. ARI – Score.**

### 3.2.8 Entfernen des Adhäsivs

In Anlehnung an die kieferorthopädische Praxis wurden am Ende des Versuchs die Versuchszähne gesäubert. Die Entfernung der noch anhaftenden Adhäsivreste erfolgte mit einem Schnellläufer und einer Fräse mit niedriger Umdrehungszahl. Makroskopisch sah der Schmelz unbeschädigt bzw. makellos aus und fühlte sich glatt an.

Abschließend wurde von allen 100 Versuchszähnen erneut die Farbe gemessen, um farbliche Veränderungen festzuhalten.

### 3.2.9 Statistische Auswertung

Nach Abschluss der Versuchsdurchführung wurden die Ergebnisse statistisch ausgewertet. Die Farbmessungen ergaben bei ungebleichten Zähnen einen Datensatz mit zwei, bei gebleichten Zähnen einen mit drei  $L^*a^*b^*$  - Werten. Für die Auswertung wurde entsprechend der voneinander abhängigen Stichproben bzw. Datensätze ein verbundener t - Test durchgeführt und damit der Helligkeitsparameter, der Rot - Grün - Parameter a sowie der Gelb - Blau - Parameter b analysiert. Unterschiede beim Vergleich der Werte galten als statistisch signifikant, wenn der P - Wert kleiner als 5% war. Ausgehend von dem 5% - Signifikanzniveau ließen sich über das zwei- bzw. einseitige Vertrauensintervall Nachweise erschließen.

Die Messwerte bezüglich der Haftkraft wurden mit Hilfe des t - Tests für unabhängige Stichproben ausgewertet sowie mittels des Vertrauensintervalles näher gezeigt. Für die ARI - Score Auswertung eignete sich der Wilcoxon - Rangsummentest, auch bekannt als Mann - Whitney - U - Test, der die Signifikanz der Übereinstimmung zweier Verteilungen überprüft. Die Prüfung, ob es einen Zusammenhang zwischen Haftkraftwert und ARI - Score gibt, wurde über den empirischen Korrelationskoeffizienten dargestellt.

Veranschaulicht wurden die Ergebnisse über graphische Darstellungen wie Box - Whisker - Plots (Boxplot) bzw. über Stabdiagramme. Aus einem Boxplot können grundlegende Kennwerte direkt herausgelesen werden. Die Box an sich wird begrenzt durch das obere und das untere Quartil, dazwischen befindet sich der Interquartilsabstand, der ein Maß für die Streuung der Daten darstellt. Ein durchgehender Strich, der den Interquartilsabstand in zwei Hälften mit je 50% der Daten teilt, gibt den Median - Wert wieder. Entsprechend der Lage des Medians kann die Verteilung der Daten erfasst bzw. die Schiefe bestimmt werden. Befindet sich der Median z.B. im rechten Teil innerhalb der Box, so wird von einer linksschiefen Verteilung gesprochen. Wird der Mittelwert ebenfalls in die Box eingetragen, so stellt es eine Abwandlung dar und wird meist als kleiner Stern gekennzeichnet. Werte, die sich nicht in der Box befinden, sondern im sogenannten Whisker liegen, werden als Ausreißer bezeichnet.



## 4 Ergebnisse

### 4.1 Farbmessungen

Der Farbmessversuch beruht auf zwei Messungen pro ungebleichten Zahn sowie auf drei Messungen pro gebleichten Zahn. Um zu überprüfen, ob der Versuch zu einer statistisch nachweisbaren Farb- oder Helligkeitsänderung führt, werden deshalb paarweise Differenzwerte an jedem Zahn analysiert. Anstelle eines t-Tests für unabhängige Stichproben bildet also der verbundene t-Test die Grundlage der nachfolgenden Analysen. Auf diese Weise wird die Varianz, die auf die Verschiedenheit der Zähne zurückzuführen ist, eliminiert.

Da weiterhin Wertepaare mit einem  $\Delta E$ -Wert größer als 3 als klinisch unbrauchbar gelten, wurden die entsprechenden Paare aus der Analyse entfernt. Das führte dazu, dass beim Vergleich der gebleichten mit den ungebleichten Zähnen („B - U“) nur noch 26 der 50 Wertepaare übrig blieben. Beim Vergleich der abgescherten gebleichten Zähne mit den gebleichten vor der Abscherung („DB - B“; „D“ steht für Debonding) verblieben noch 34 Wertepaare in der Analyse, während derselbe Abscherversuch an den ungebleichten Zähnen („DU - U“) auf 35 Datenpaare zurückgreifen kann.

#### 4.1.1 $\Delta E$ - Werte

Der folgende Boxplot zeigt die  $\Delta E$ -Werte vor Entfernung aller Werte größer als 3:

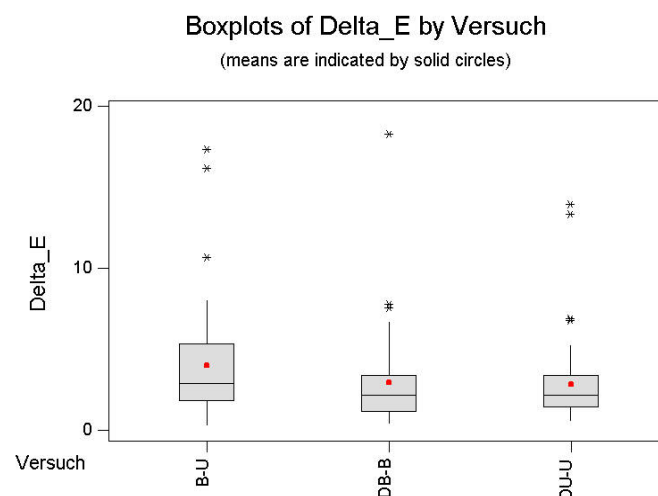
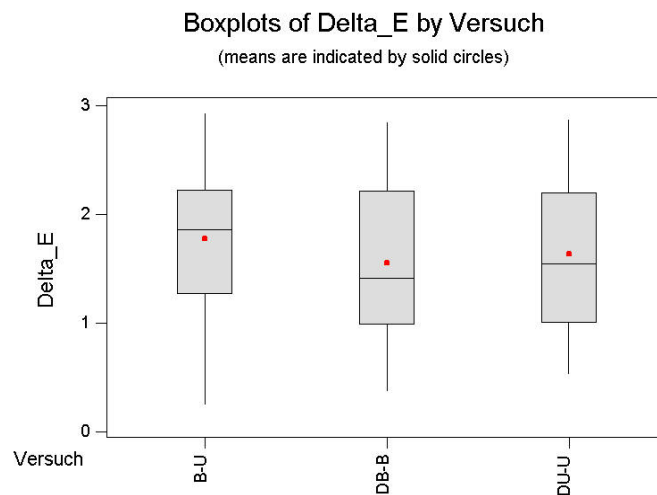


Abb. 41. Verteilung -  $\Delta E$  - Werte gesamt.

Es zeigt insbesondere der Vergleich der gebleichten und ungebleichten Zähne (B - U), der dem Abscherversuch vorausgeht, dass nicht nur einzelne Werte größer als 3 waren, sondern dass sich viele auch in der Box der mittleren 50% befinden. Im entsprechenden Versuch mussten immerhin 24 der 50 Zähne aus der Analyse entfernt werden.

Sind nun alle  $\Delta E$  - Werte größer als 3 entfernt, dann zeigen die folgenden Boxplots (Abb. 42), dass die  $\Delta E$  - Werte immer noch beträchtlich größer als null sind. Die meisten sind näher bei zwei als bei eins.



**Abb. 42. Verteilung -  $\Delta E$  - Werte  $\leq 3$ .**

Bei der statistischen Analyse dieser Daten mittels gewöhnlicher Vertrauensintervalle gilt es noch zwei Aspekte zu berücksichtigen, die den statistischen Wert der Vertrauensintervalle mindern könnten.

Wenn tatsächlich ausnahmslos alle  $\Delta E$  - Werte größer als 3 auf Versuchsfehler zurückzuführen wären und die verbliebenen Werte alle auf fehlerfrei durchgeführten Versuchen basierten, dann sind die  $\Delta E$  - Werte unter der Voraussetzung normalverteilter  $L^*$ -,  $a^*$ - und  $b^*$  - Werte nicht normal-, sondern Maxwell - Boltzmann - verteilt. Der Mittelwert von mindestens 26 Werten, die dieser leicht schiefen Verteilung folgen, kann aber aufgrund des zentralen Grenzwertsatzes sehr gut durch eine Normalverteilung approximiert werden, so dass der Verteilungsaspekt vernachlässigbar ist.

Nun kann aber kaum davon ausgegangen werden, dass jeder Versuch, dessen  $\Delta E$  - Wert kleiner als 3 ist, fehlerfrei durchgeführt wurde. Möglicherweise kann auch mal eine Messung



mit  $\Delta E > 3$  eine richtige sein. Dies würde bedeuten, dass die in der Analyse verbliebenen  $\Delta E$  - Werte eher zu klein als zu groß wären.

Wenn von den folgenden 90% - Vertrauensintervallen nur die untere Grenze herausgegriffen wird, was zu den einseitigen 95% - Vertrauensintervallen  $[1,555; \infty]$ ,  $[1,347; \infty]$  und  $[1,449; \infty]$  führt, wäre es aussagekräftiger, da die wahre Untergrenze des Vertrauensintervalls eher höher als niedriger läge.

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	90,0 % CI
DeltaE_B-U	26	1,779	0,668	0,131	( 1,555; 2,003)
DeltaE_DB-B	34	1,554	0,714	0,123	( 1,347; 1,761)
DeltaE_DU-U	35	1,635	0,649	0,110	( 1,449; 1,821)

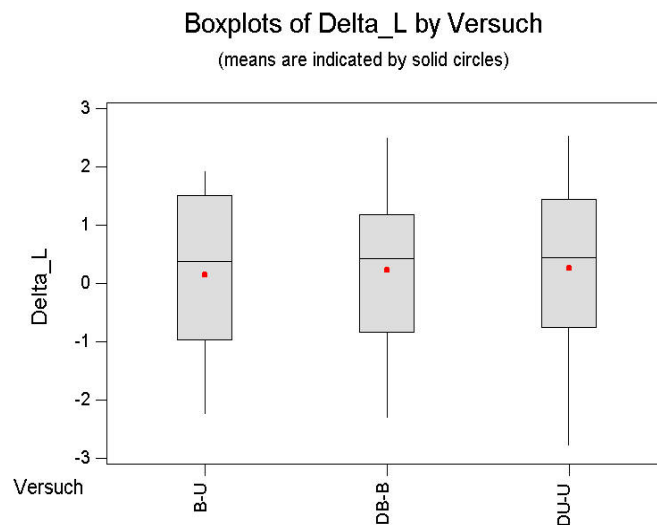
Möglicherweise sind aber nur einige weitere Versuche mit einem  $\Delta E$  - Wert kaum kleiner als 3 fehlgelaufen, sodass die  $\Delta E$  - Werte der korrekt durchgeführten Versuche im Mittel noch kleiner als im vorausgehenden Boxplot sind.

Bei der Aussage, auf einem Sicherheitsniveau von 95% ergebe die Bleichung von Zähnen einen mittleren  $\Delta E$  - Wert von mindestens 1,555, ist also durchaus Vorsicht geboten. Das gilt analog für die anderen beiden Aussagen. Auf einem Sicherheitsniveau von 95% ziehe die Abscherung bei den gebleichten Zähnen im Mittel einen  $\Delta E$  - Wert von mindestens 1,347 bzw. bei den ungebleichten von mindestens 1,449 nach sich.

#### 4.1.2 Helligkeitsparameter

Um die Helligkeitsänderungen mittels eines verbundenen t - Tests beurteilen zu können, sollten die paarweisen Differenzwerte aus einer symmetrischen Verteilung - das Ideal wäre die Normalverteilung - stammen.

Größere Ausreißer würden die Effizienz der Schätzer Mittelwert und Standardabweichung, auf denen der t - Test basiert, stark mindern und letztlich zu einem starken Machtverlust des t - Tests selbst führen. Die folgenden Boxplots lassen aber überhaupt keine Ausreißer erkennen, womit die nachfolgende Verwendung des t - Tests vollauf gerechtfertigt ist.



**Abb. 43. Verteilung - Helligkeitsparameter L.**

Zunächst wird der Versuch „B - U“ (Farbwert für gebleichte Zähne - Farbwert für ungebleichte Zähne) näher betrachtet. Es drängt sich die Vermutung auf, dass gebleichte Zähne im Mittel heller werden. Das rechtfertigt einen einseitigen Test, der die Nullhypothese  $H_0: E(\Delta L) = 0$  zugunsten der Alternative  $H_1: E(\Delta L) > 0$  zu widerlegen versucht, wobei der Operator E für den Erwartungswert steht:

Test of  $\mu = 0,000$  vs  $\mu > 0,000$

Variable	n	Mean	St Dev	SE Mean	T	P
DeL_B-U	26	0,146	1,388	0,272	0,54	0,30

Der P - Wert dieses einseitigen Tests ist mit 30% deutlich größer als das übliche 5%-Signifikanzniveau, womit der statistische Nachweis, dass gebleichte Zähne heller oder weißer werden, gescheitert ist.

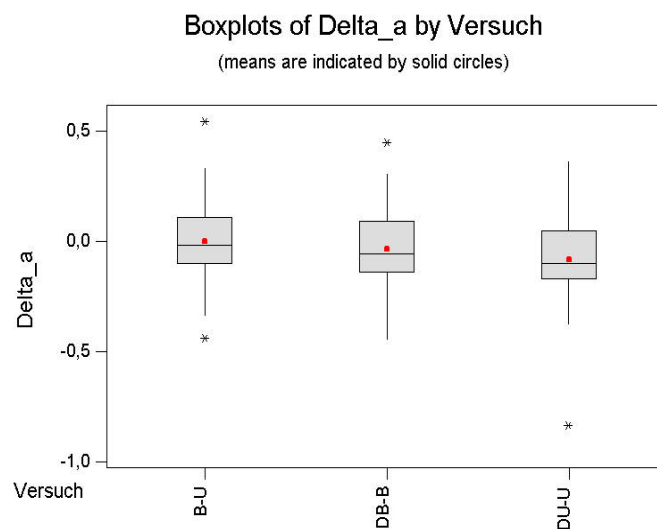
Ebenso scheint die Vermutung gerechtfertigt, dass das Abscheren der Zähne dieselben weißer macht. Doch weder beim Abscheren der gebleichten Zähne („DB - B“: Farbwert der gebleichten Zähne nach Debonding - Farbwert der gebleichten Zähne) noch beim Abscheren der ungebleichten („DU - U“: Farbwert der ungebleichten Zähne nach Debonding - Farbwert der ungebleichten Zähne) lässt sich dies auf dem 5% - Niveau zeigen. Der P - Wert liegt jeweils bei etwa 15% und wäre beim zweiseitigen Testen doppelt so groß.

Obwohl also Median und Mittelwert (runder Punkt in der Box) in den Boxplots größer als 0 sind, lässt die große Streuung dieser Differenzwerte in keinem der drei Versuche den Schluss

zu, dass auch der Erwartungswert (d.h. der Mittelwert der Grundgesamtheit) der Helligkeit der Zähne durch den jeweiligen Versuch größer wird.

#### 4.1.3 Rot - Grün - Parameter

Die Boxplots zu den Differenzen des Rot - Grün - Parameters zeigen zwar eine Verteilung mit stärkerem Exzess als bei den Helligkeitsdifferenzwerten, jedoch sind die eingezeichneten Ausreißer mit Ausnahme des Letzten eher klein (Abb. 44). Der „Machtverlust“ des t - Tests aufgrund dieser Ausreißer dürfte also nicht groß sein.



**Abb. 44. Verteilung - Rot - Grün - Parameter a.**

Da unbehandelte Zähne wohl eine Tendenz in den Braun-, also in den Rotbereich zeigen, ist die Vermutung gerechtfertigt, dass alle drei Versuche, d.h. das Bleichen bzw. das Abscheren die Zahnfarbe vom Rot wegbewegen könnte. Da die Rotwerte gemäß dem CIEL\*a\*b\* - System (Kap. 2.2.2.2) positiv und die Grünwerte negativ sind, rechtfertigt dies einen einseitigen Test, der zeigen soll, dass der Farbwert der Zähne nach der Behandlung kleiner als vor der jeweiligen Behandlung ist, der Differenzwert also negativ ist.

Die Werte des ersten Boxplots (Versuch „B - U“) sind aber derart stark um 0 zentriert, dass sich mit einem t - Wert von -0.01 ein einseitiger P - Wert von 50% ergibt, hinsichtlich der Bleichung also keine Änderung ins Grüne nachweisbar ist. Der Abscherversuch der gebleichten Zähne „DB - B“ erbringt immerhin einen t - Wert von -1.02 und damit einen P - Wert von 16%. Zu einem statistischen Nachweis, dass der Abscherversuch eine Änderung zur

Farbe Grün hin bewirkt, reicht dies aber noch nicht. Interessanterweise lässt sich dieser Nachweis aber bei den ungebleichten Zähnen erbringen:

Test of  $\mu = 0,0000$  vs  $\mu < 0,0000$

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	T	P
Dea_DU-U	35	-0,0834	0,2184	0,0369	-2,26	0,015

Hier ergibt sich der t - Wert stark genug negativ, um die Verschiebung ins Grüne infolge der Abscherung nachzuweisen. Der P - Wert liegt bei nur 1,5% und ist damit deutlich kleiner als das Signifikanzniveau von 5%.

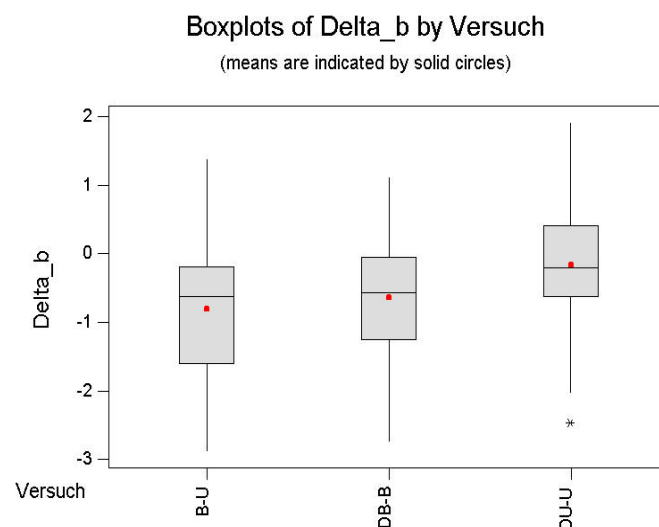
Aus dem zweiseitigen 90%igen - Vertrauensintervall für die Änderung des Rot - Grün - Parameters a,

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	90,0 % CI
Dea_DU-U	35	-0,0834	0,2184	0,0369	( -0,1459; -0,0210)

lässt sich das einseitige 95%ige - Vertrauensintervall  $[-\infty; -0.021]$  erschließen. Demgemäß ist - trotz des im Boxplot erkennbaren großen Ausreißers - auf dem 5% - Signifikanzniveau nachgewiesen, dass sich durch die Abscherung ungebleichter Zähne der Rot - Grün - Parameter um mindestens 0,021 in Richtung Grün verschiebt.

#### 4.1.4 Gelb - Blau - Parameter

Die Boxplots (Abb. 45) zu den Differenzen des Gelb - Blau - Parameters zeigen wiederum eine Verteilung mit eher schwachem Exzess und insgesamt nur einem kleinen Ausreißer, was wiederum auf eine große Macht des t - Tests schließen lässt.



**Abb. 45. Verteilung - Gelb - Blau - Parameter b.**

Da unbehandelte Zähne zum Gelbton tendieren, ist die Vermutung gerechtfertigt, dass alle drei Versuche, sei es das Bleichen oder das Abscheren gebleichter oder ungebleichter Zähne die Zahnfarbe vom Gelb wegbewegen sollte. Nach dem CIEL\*a\*b\*-System sind die Gelbwerte positiv und die Blauwerte negativ, das wiederum einen einseitigen t-Test rechtfertigt. Dieser soll zeigen, dass der Farbdifferenzwert zwischen der Messung nach und der Messung vor dem Abscheren negativ ist.

Der t-Test zum Versuch „B - U“ zeigt mit einem P-Wert von nur 0.03% klar, dass das Bleichen der Zähne den Gelbton verringert.

Test of  $\mu = 0,000$  vs  $\mu < 0,000$

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	T	P
Deb_B-U	26	-0,804	1,035	0,203	-3,96	0,0003

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	90,0 % CI
Deb_B-U	26	-0,804	1,035	0,203	( -1,151; -0,457 )

Aufschluss über das Ausmaß der Verringerung gibt uns das einseitige 95%ige - Vertrauensintervall für den mittleren Gelb - Blau - Differenzparameter. Es besagt mit einem Sicherheitsniveau von 95%, dass die Bleichung der Zähne den Gelb - Blau - Parameter um mindestens 0,457 in Richtung Blau verschiebt.

Eine ähnlich große Verschiebung von Gelb zu Blau ergibt sich durch das Abscheren der gebleichten Zähne:

Test of  $\mu = 0,000$  vs  $\mu < 0,000$

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	T	P
Deb_DB-B	34	-0,636	0,917	0,157	-4,05	0,0001

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	90,0 % CI
Deb_DB-B	34	-0,636	0,917	0,157	( -0,903; -0,370 )

Die Verschiebung von Gelb zu Blau ist mit einem Wert von mindestens 0.370 zwar nicht ganz so groß wie im vorstehenden Versuch, aufgrund der größeren Zahl an gültigen Wertepaaren ist aber der Nachweis, dass eine Verschiebung von Gelb zu Blau existiert, mit einem P-Wert von nur 0,01% noch sicherer als zuvor.

Es kann also einmal durch die Zahnbleichung und zum anderen Mal durch die nachfolgende Bracket - Abscherung eine Verschiebung des Farbtons von Gelb zu Blau erreicht werden.

Wird auf den Zwischenschritt des Bleichens verzichtet, so kann nicht annähernd derselbe Effekt wie durch die beiden Schritte nacheinander erreicht werden.

Test of  $\mu = 0,000$  vs  $\mu < 0,000$

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	T	P
Deb_DU-U	35	-0,163	0,966	0,163	-1,00	0,16

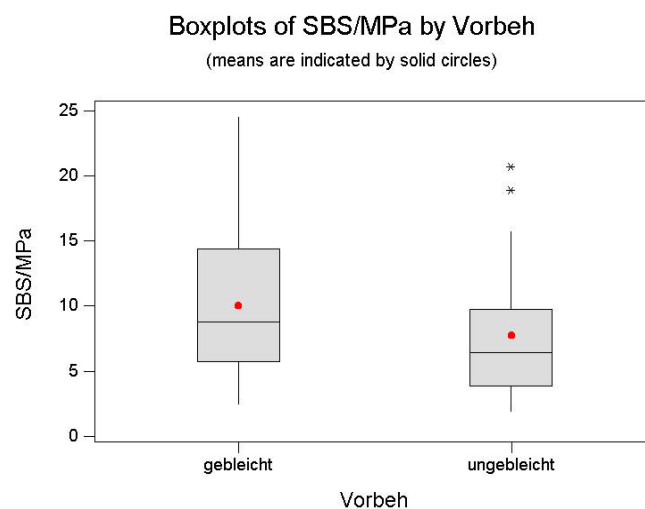
Nachweisen lässt sich dann gar nichts. Der P - Wert von 16% lässt den statistischen Beweis einer Farbton - Verschiebung von Gelb zu Blau nun nicht mehr zu.

## 4.2 Abschermessungen

Beim Abscherversuch wurde die Haftkraft sowie der ARI - Score zum Verbleib des Restadhäsivs von 50 gebleichten mit 50 ungebleichten Zähnen jeweils nach deren Abscherung verglichen. Im Gegensatz zu den Farbmessungen des vorangegangenen Abschnittes haben wir es hier also mit zwei unabhängigen Stichproben zu tun, sodass sich hier der t - Test bzw. bei den Score - Werten der Wilcoxon - Rangsummentest eignet.

### 4.2.1 Haftkraftmessung

Die Boxplots zeigen eine leichte Rechtsschiefe der Haftkraft (SBS - Shear Bond Strength) - Daten, aber keine bzw. bei den ungebleichten Zähnen nur zwei kleinere „Ausreißer“ (Abb. 46).



**Abb. 46. Verteilung - Haftkraftmessung / SBS.**

Somit ist eine hohe Effizienz von Mittelwert und Varianz sowie eine hohe Macht des auf diesen Schätzern basierenden t - Tests gewährleistet. Der empirische Mittelwert der Haftkraft liegt bei den ungebleichten Zähnen bei 7,755 MPa; bei den Gebleichten liegt er mit 10,026 MPa etwas höher. Die entsprechenden 95%igen - Vertrauensintervalle für die mittlere Haftkraft bei allen Zähnen liegen bei [6,367; 9,142] bzw. bei [8,435; 11,617].

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	95,0 % CI
SBS/MPaU	45	7,755	4,618	0,688	( 6,367; 9,142)

Variable	n	Mean	StDev	SE Mean	95,0 % CI
SBS/MPaB	47	10,026	5,418	0,790	( 8,435; 11,617)

Dass sie sich überlappen, heißt nicht, dass der Nachweis verschiedener Grundgesamtheitsmittelwerte scheitert. Einen solchen Nachweis erbringt ein 95%iges - Vertrauensintervall für die Differenz der mittleren Haftkraft. Wenn dieses anhand eines gewöhnlichen t - Tests für unabhängige Stichproben berechnet wird, sollte sich die Streuung der beiden Datengruppen (gebleicht und ungebleicht) nur wenig unterscheiden, da dieser Test auf einer gepoolten Varianzschätzung beruht. Angesichts der Tatsache, dass mit 50 Daten pro Gruppe relativ hohe Stichprobenumfänge vorliegen, ist es aber angebracht, die beiden Gruppenvarianzen trotz des eher geringen Unterschieds einzeln zu schätzen und den darauf basierenden approximativen t - Test nach Welch (1938) mit der Freiheitsgradschätzung gemäß Welch (1949) anzuwenden, der in den meisten Statistik - Paketen für den Fall der Varianzheterogenität implementiert ist.

Der zweiseitige Test auf Unterschied brachte mit Minitab das folgende Ergebnis:

Two sample T for SBS/MPa

Vorbehandlung	n	Mean	StDev	SE Mean
gebleicht	47	10,03	5,42	0,79
ungebleicht	45	7,75	4,62	0,69

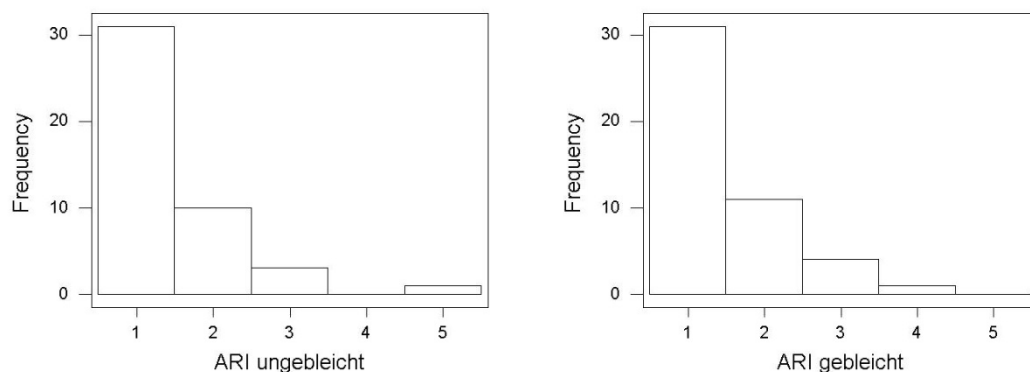
95% CI for mu (gebleicht) - mu (ungebleicht): (0,19; 4,35)

T-Test mu (gebleicht) = mu (ungebleicht) (vs not =): T = 2,17 P = 0,033 DF = 88

Die Welch - Approximation reicht mit 88 Freiheitsgraden nahezu an die  $47 + 45 - 2 = 90$  Freiheitsgrade des gewöhnlichen t - Tests heran. Der P - Wert von 3,3% ist kleiner als das im Bereich der Medizin übliche Signifikanzniveau von 5%. Damit ist auf diesem Niveau ein Unterschied der Haftkraft von gebleichten und ungebleichten Zähnen nachgewiesen und dies, obwohl sich die einzelnen Vertrauensintervalle für die mittlere Haftkraft von gebleichten und ungebleichten Zähnen überlappen. Das von Minitab mit ausgegebene 95%ige - Vertrauensintervall für die Mittelwertsdifferenz, [0,19; 4,35], besagt, dass Clarity Brackets im Mittel an gebleichten Zähnen um mindestens 0,19 MPa und höchstens um 4,35 MPa stärker haften als an ungebleichten. Das Testen auf dem 10% - Niveau liefert das zweiseitige 90%ige - Vertrauensintervall [0,53; 4,01] mit. Daraus lässt sich das einseitige 95%ige - Vertrauensintervall [0,53;  $\infty$ ] herleiten. Es besagt, dass durch die Bleichung der Zähne die Haftkraft um mindestens ein halbes MPa erhöht wird.

#### 4.2.2 ARI - Score Messung

Die folgenden Stabdiagramme (Abb. 47) zeigen den ARI - Score sowohl für die 50 ungebleichten als auch für die 50 gebleichten Zähne.



**Abb. 47. Häufigkeitsverteilung - ARI – Score.**

Da Scores keine metrischen Werte sind, sondern lediglich ordinalen Charakter haben, bietet sich hier anstatt eines t - Tests der Wilcoxon - Rangsummentest (Mann - Whitney - U -Test) an. Die Voraussetzung, dass die Verteilungsformen bis auf eine Verschiebung um einen Lokationsparameter sich in etwa gleichen sollen, ist hier eindeutig gegeben.



#### Mann-Whitney Confidence Interval and Test

```
ARIU      n = 45      Median =      1,000
ARIB      n = 47      Median =      1,000
Point estimate for ETA1-ETA2 is      -0,000
95,0 Percent CI for ETA1-ETA2 is (0,000;-0,000)
W = 2059,5
Test of ETA1 = ETA2  vs  ETA1 not = ETA2 is significant at 0,7996
The test is significant at 0,7585 (adjusted for ties)
Cannot reject at alpha = 0,05
```

Da viele Scores identisch sind (der Score 1 taucht in über 30 Fällen auf), benötigt der Wilcoxon - Test eine sogenannte Bindungskorrektur („adjusted for ties“), die Minitab mit ausgibt. Da die Stabdiagramme nahezu identisch sind, ist es nur folgerichtig, dass ein statistischer Nachweis, der Verbleib des Restadhäsivs könne von der Vorbehandlung (gebleicht oder ungebleicht) abhängen, nicht erbracht werden kann. Der P - Wert des Tests der Gleichheit der Mediane,  $\eta_1$  und  $\eta_2$ , gegen die Alternative der Ungleichheit, liegt nämlich mit 75,85% deutlich über der üblichen Irrtumswahrscheinlichkeit erster Art von 5%.

#### 4.2.3 Zusammenhang zwischen Haftkraft und ARI - Score

Zu erwarten wäre, dass je größer der SBS - Wert ist, desto kleiner ist der ARI - Wert, d.h. umso mehr Restadhäsiv verbleibt am Zahn. Jedoch lieferte der empirische Korrelationskoeffizient ein gegenteiliges Bild; die empirische Korrelation fiel immer in den positiven Bereich. Sie ergab sich zu  $r = 0,173$ , wenn hinsichtlich der Vorbehandlung nicht unterschieden wird. Bezüglich der ungebleichten Zähne ergibt sich der Korrelationskoeffizient von  $r = 0,081$ , während sich bei den gebleichten mit  $r = 0,259$  eine etwas stärkere positive Korrelation ergab. Keiner der drei Korrelationskoeffizienten lässt aber den statistischen Nachweis einer von null verschiedenen Korrelation in der Grundgesamtheit zu. Die P - Werte 9,9%, 59,6% bzw. 7,9% liegen nämlich alle über 5%.

### 4.3 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Farbveränderung zeigt sich detailliert in der Auswertung der drei Parameter Helligkeit  $L^*$ , Rot - Grün - Parameter  $a^*$  sowie des Gelb - Blau - Parameters  $b^*$ .

Weder der Bleichvorgang noch die Bracketabscherung verändern signifikant die Helligkeit der Probekörper. Diese zuvor festgelegten Auffassungen berechtigten zur Anwendung entsprechender statistischer Tests.

Bezüglich des Rot - Grün - Parameters weisen die ungebleichten, abgescherten Zähne (2. Gruppe: DU - U) eine signifikante Farbverschiebung in Richtung Grün auf. Dagegen zeigt sich jene Verschiebung in der 1. Gruppe weder in der Differenzmessung zwischen „Gebraucht - Ungebraucht“ (B - U) noch zwischen „Abgeschert - Gebraucht“ (DB - B).

Allerdings weist die 1. Gruppe im Gegensatz zur 2. Gruppe (DU - U) bezüglich des Gelb - Blau - Parameters in beiden Differenzmessungen (B - U; DB - B) eine signifikante Blauverschiebung auf.

Die statistische Auswertung der Abschermessungen ergab für die gebleichten Probekörper einen leicht erhöhten durchschnittlichen Haftkraftwert im Vergleich zu den Ungebrauchten. Bestätigt wurde dieses Ergebnis in einem einseitigen t - Test im Zuge einer Welch - Approximation, die in den meisten Statistik - Paketen für den Fall der Varianzheterogenität implementiert ist.

Die Zuordnung der Restadhäsiwmenge auf der Schmelzoberfläche nach dem Debonding, die entsprechend der fünf Grade des Adhesive Remnant Index (ARI) stattfand, lässt auf ein starkes Haftvermögen des Adhäsivs am Zahnschmelz schließen. Deutlich überwiegt der ARI - Score 1, der durch eine klare Impression der Bracketbasis im Adhäsiv meist zuzuordnen war.

Des Weiteren wurde überprüft, ob es eine Korrelation zwischen Haftkraft und ARI - Score gibt. Statistisch konnte diese Annahme allerdings nicht nachgewiesen werden.

## **5 Diskussion**

Der Abschnitt der Diskussion beinhaltet die Interpretation der in diesem Versuch erhaltenen Ergebnisse. Einerseits wird selbstkritisch die eigene Vorgehensweise und Materialverwendung bei der Versuchsdurchführung betrachtet und andererseits Methoden und Lösungsstrategien anderer Autoren analysiert und daraus Schlussfolgerungen gezogen.

### **5.1 Diskussion des Materials**

Die in der Versuchsdurchführung verwendeten Materialien setzen sich aus natürlichen (extrahierten) und künstlichen (hergestellten) Komponenten zusammen. Natürliche Materialien unterliegen keiner Norm, sie sind weder standardisiert noch reproduzierbar. Aussagen, die auf natürlichem Material basierend getroffen werden, können nicht uneingeschränkt verallgemeinert und als „Maßstab“ angesehen werden. Natürliches Material hat allerdings den großen Vorteil, dass in Versuchen möglichst realitätsnahe Ergebnisse abgebildet werden können und so das Ziel der Nachbildung von in vivo Bedingungen sukzessive erreicht werden kann.

Dagegen zeugen künstliche Materialien aufgrund fortschreitender technischer Entwicklungen von hoher Produktqualität und unterliegen definierten Standards. Ein exakt festgelegtes Herstellungsverfahren von Werkstoffen garantiert eine gleich bleibende, jederzeit reproduzierbare Qualität und ist Voraussetzung für spezifische physikalisch - mechanische Eigenschaften des Produktes. Unabdingbar für die Qualitätssicherung sind zudem mechanische Testverfahren, die durch ständige Materialprüfung dem hohen Standard gerecht werden.

Trotz guter Ausgangsbedingungen bezüglich des verwendeten Materials sollte die Übertragung und Anwendung gewonnener Erkenntnisse von in vitro Versuchen auf klinische Situationen nur unter Beachtung der Versuchsbedingungen vorgenommen werden. Speziell in der Zahnmedizin ist die orale Umgebung von entscheidender Bedeutung. Faktoren wie Temperaturwechsel, Feuchtigkeit, pH – Wert sowie mechanische Beanspruchungen über die Kaubelastung (ÖZCAN et al., 2008) haben negativen Einfluss und sind unmöglich unter Versuchsbedingungen in Gänze nachzubilden.

#### **5.1.1 Substrat Rinderzahn**

Um eine ausreichende Anzahl an Versuchszähnen als empirische Basis zur Verfügung zu haben, wurden extrahierte Rinderzähne eingesetzt. Deren Eignung als Substitut für

menschliches Zahnmaterial wird in der Literatur positiv belegt (NAKAMICHI et al., 1983). Von besonderem Vorteil bei der Wahl dieses Substrates ist die Möglichkeit, aus einer großen Verfügbarkeit an Zähnen eine möglichst homogene Grundgesamtheit hinsichtlich Größe, Farbe und morphologischen Auffälligkeiten zu gewinnen. Ausgehend vom Grundsubstrat Rinderzahn ist es jedoch wichtig, auf dessen Auffälligkeiten in der Gitterstruktur hinzuweisen. Die schnellere Bildung von Rinderschmelz, vor und nach dem Zahndurchbruch, wird unter anderem als Grund für die häufigeren Gitterstrukturdefekte und größeren Schmelzkristallkörper vermutet (MORIWAKI et al., 1968). Ein weiterer Vorteil bei der Verwendung von Rinderzähnen im Vergleich zu menschlichen Zähnen ist, dass der Infektionsgefahr durch menschliches Zahnmaterial vorgebeugt wird (CORPAS - PASTOR et al., 1997).

Die Verwendung von Rinderzähnen führt nicht zu identischen Versuchsdaten, jedoch werden Ergebnisse erzielt, die auf vergleichbarem Niveau liegen und vor allem die Verhältnismäßigkeit verschiedener Einflussfaktoren auf den Schmelz deutlich widerspiegeln. Die Ergebnisse von NAKAMICHI et al. (1983) zeigen bei Rinderzähnen leicht niedrigere Anhaftwerte im Vergleich zu menschlichem Zahnmaterial, welche allerdings nicht signifikant sind. Zurückgeführt wird dies auf die niedrigere Oberflächenspannung des Rinderschmelzes. Auch OESTERLE et al. (1998) bestätigen, dass bei Rinderzähnen im Vergleich zu humanen Zähnen die Haftkräfte niedriger sind, wobei dieser Versuch deutliche Unterschiede zeigt. Rinderzähne der ersten Dentition weisen Haftkraftwerte auf, die 21% niedriger sind und jene der zweiten Dentition weisen ein bis zu 44% niedrigeres Niveau auf.

Die Übertragung der Haftkraftwerte auf die verschiedenen humanen Zahntypen ist gemäß den Erkenntnissen von ÖZTÜRK et al. (2008) nicht ohne Weiteres möglich. Die Autoren sind der Auffassung, dass für glaubwürdige Ergebnisse dieselben Zahntypen im Versuch verwendet werden müssen, da die Anhaftung von Zahntyp zu Zahntyp und darüber hinaus sogar bei gleichen Zahntypen, die sich nicht im gleichen Kieferbogen befinden, verschieden seien.

Eine noch genauere Untersuchung lieferten WILLIAMS et al. (2000). Sie machten die interessante Feststellung, dass sich die Festigkeitswerte sogar an den einzelnen Oberflächen eines Zahnes unterscheiden. Die lingualen Flächen der Zähne erzielten die höchsten Haftkraftwerte, gefolgt von den bukkalen Oberflächen und anschließend von den distalen und mesialen Zahnflächen. Möglicherweise variiert die Effizienz des Ätzgels aufgrund von Schmelzmängeln, die an bestimmten Stellen wiederkehren und beeinflusst so die Haftfestigkeit.

### 5.1.2 Bleichmittelkonzentration

Die Wirksamkeit bei der Bleichung von Zähnen wird entscheidend durch die Peroxidkonzentration des Produktes und der Anwendungszeit bestimmt. Grundsätzlich stellt sich bei konzentrierteren Produkten ein visueller Erfolg eher ein. Mit fortschreitender Anwendungsdauer erreichen jedoch auch niedrigere peroxidhaltige Gels das gleiche Ergebnis (BRAUN et al., 2006).

In - office Anwendungen bedürfen weniger aus Gründen der Materialeinsparung als der Arbeitseffizienz wirkungsvollerer Konzentrationen zur schnelleren Zielerreichung. Um im Zusammenhang mit dem Vorgang „Bleichen“ von Effizienz sprechen zu können, muss vorher das Ziel definiert sein, welches in der Praxis vielfach durch einen Abgleich mit Farbtabelle durchgeführt wird. Subjektive Methoden der Farbbestimmung unterliegen allerdings vielen Einflussfaktoren wie Lichtgegebenheiten, Konzentration des Auges, Alter usw. und erfordern Erfahrung und Training des Anwenders (JOINER, 2006). Abgesehen von zumeist nur tendenziellen Zielbesprechungen bleibt die Grundintention beim Bleichen in aller Regel ein möglichst starker Aufhellungseffekt. Haupteinflussfaktor auf diese Effektivität ist die Bleichmittelkonzentration. Somit ist bei der Behandlung innerhalb der ersten Woche von effektiver, beeinflusst durch die Konzentration, und im weiteren Zeitverlauf von effizienter Bleichung, aufgrund der ausgedehnten Kontaktintensität, zu sprechen. Grundlegend ist die Wirksamkeit der Bleichmittelkonzentration begründet in deren Kontaktintensität.

Die im Versuch verwendete Peroxidkonzentration von 45% ist in vivo als Power Bleaching nur in - office, nach Protektion der weichen, angrenzenden Gewebe, verfügbare und durchführbar. Hierbei ist eine Behandlung mit nur einer einzigen Anwendung durchaus ausreichend. Um Irritationen der Gingiva zu vermeiden, ist eine hohe Applikationsgenauigkeit erforderlich, welche durch die Gelformation gut durchführbar und darüber hinaus durch den Gingiva Protektor (z.B. Bonding Agent) zusätzlich geschützt ist.

Aufgrund der starken Konzentration von Opalescence Quick 45% PF wäre eine Aufhellung der Rinderzähne, die sich in der Ergebnisdarstellung des Helligkeitsparameters  $L^*$  niederschlägt, zu erwarten gewesen. Die Anwendungsdauer wird von Ultradent Products Inc. mit maximal 30 Minuten angegeben. Ausgehend von der vollen Ausschöpfung dieser Kontaktzeit war die Wartezeit zwischen Durchführung und Ergebniskontrolle (36 h) durch das CIEL\*a\*b\* - System nicht ausreichend, um eine erfolgreiche Stabilisierung des neuen Farbtons zu ermöglichen. Dass Farbveränderungen initiiert wurden, zeigt die Analyse des Gelb - Blau -

Parameters  $b^*$ . Der negative Differenzwert der Messungen davor und danach zeigt eine Farbverschiebung in Richtung Blau an, was in der Tendenz gesehen zu einer ästhetischeren Wahrnehmung führt.

### **5.1.3 Adhäsivsystem**

Die Bondingtechniken sind seit Einführung der Dentinhaftung komplexer, zeitaufwendiger und fehleranfälliger geworden. Die Zielrichtung bei der Entwicklung neuer Bondingsysteme hat sich von der Optimierung der Dentinhaftung hin zu einer Vereinfachung der Anwendung, der Herabsetzung der Techniksensitivität und der Verkürzung der Applikationsdauer bewegt (HALLER et al., 2003). Die angebotenen Bondingsysteme unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Strategien, die Schmierschicht aufzulösen bzw. zu entfernen. Neben der klassischen Phosphorsäure - Ätzung gibt es Lösungen mit selbstkonditionierenden Monomeren. In beiden Gruppen von Adhäsivsystemen sind Bestrebungen zu erkennen, die Anzahl der Arbeitsschritte zugunsten einer vereinfachten Anwendung zu reduzieren. Charakteristisch für die Gruppe der selbstkonditionierenden Monomere ist, dass Arbeitsschritte zusammengefasst wurden. Der Zeitbedarf ist durch den Wegfall der entsprechenden Arbeitsschritte über die 2 - Schritt - Systeme mäßig, hin zu den 1 - Schritt - Systemen deutlich reduziert und generiert dadurch deren hohe Attraktivität. Die Abstimmung der einzelnen Systemkomponenten bei diesen Typ 2- bis Typ 4 - Systemen (vgl. Tab. 3) ist dabei sehr schwierig. Zielkonflikte, z.B. solche zwischen Produkthaltbarkeit und Monomerreaktivität, Dissoziationsverhalten im Lösungsmittel und hydrophobem bzw. -philem Kontaktverhalten der Monomere können dazu führen, dass sowohl die Qualität der Schnittstellen als auch die Eigenfestigkeit der Hybridschicht leidet (HALLER et al., 2003). Optimistisch betrachtet reduzieren somit All - in - one Produkte deutlich die aufzubringende Arbeitszeit und können abhängig vom eingesetzten Produktpreis wirtschaftlich äußerst empfehlenswert sein. Allerdings beeinflussen nicht zufriedenstellende Ergebnisqualitäten durch erforderliche Nachbehandlungen die anfängliche Wirtschaftlichkeit nachteilig.

Mit der Applikation der Phosphorsäure wird die oberflächliche Schmierschicht sicher entfernt und das entstandene Ätzmuster zeigt nach seiner Trocknung durch eine kreidig weiß erscheinende Oberfläche die erfolgreiche Konditionierung an. Der Vorteil der 3 - Schritt - Applikation eines Adhäsivsystems liegt in der sicheren Eindringung des dünn fließenden Primers in die tiefsten, demineralisierten Bereiche der konditionierten Oberfläche, welche zuvor sauber abgesprüht wurde. Somit zeigt dieses Verfahren eine hohe Zuverlässigkeit der Anwendung und eine geringe Schwankungsbreite in den Haftwerten. Dieser gut zu

kontrollierende Arbeitsverlauf war für das vorliegende Versuchsdesign von entscheidender Bedeutung. Um nur die Vorbehandlung der Oberfläche durch „Bleichen“ oder „Nichtbleichen“ als Einflussfaktor determinieren zu können, wurde versucht, weitere Fehlerquellen (z.B. suboptimales Bonding) weitestgehend auszuschließen. Die festgestellte Streuung der Haftkraftwerte (Abb. 46) wird somit nicht auf die Durchführung des Bondingmechanismus zurückgeführt.

Neben den systembedingten Eigenschaften eines Bondingproduktes tragen weitere Faktoren zu dessen Leistungsfähigkeit bei. Unabhängig von Art und Anteil der zugesetzten chemischen Komponenten ist die mit der Polymerisation einhergehende Schrumpfung der Hybridschicht entscheidend. Diese tritt unvermeidbar während der Polymerisation ein, wenn Monomere in eine geordnetere Struktur übergeführt werden. Umlagerungen von Van - der - Waals Kräften ermöglichen den Molekülen kürzere, kovalente Bindungen (CHOI et al., 2000). Dadurch entstehen Belastungsspannungen, welche ihr Maximum im Übergang von der Gelformation zum Festkörper haben und danach sukzessive abnehmen. Neben diesen internen Spannungen bauen externe Belastungen, z.B. durch die Kaubewegung sowie temperaturbedingte Unterschiede in der Materialausdehnung (Zahn, Adhäsiv und Bracket) ebenfalls Spannungen auf, welche zu Randdefekten des Adhäsivs führen können. Diese Defekte sind in keiner klaren Verzerrung von Versuchswerten ersichtlich und finden sich vielmehr punktuell z.T. als Ausreißer im unteren Ergebnisraum wieder. Durch die Verwendung von Keramikbrackets wird die Vermutung aufgestellt, dass temperaturbedingte Ausdehnungsspannungen - vor allem an Schnittstelle 2 - leichter auftreten können. Die dadurch entstandenen Randdefekte können somit ein frühzeitiges Versagen der Adhäsivleistung initiieren und als Ursache für die aufgezeichneten Intervalllängen sein (vgl. Abb. 46).

Die bisher aufgeführten Spannungsquellen, welche zu unerwünschten Belastungen im Adhäsivsystem führen, sind auf entsprechende Materialeigenschaften zurückzuführen. Im Rahmen der Versuchsmethode sind ferner beeinflussbare Parameter von besonderem Interesse. Das Ausmaß der intern auftretenden Materialspannungen steht neben dem Füllstoffgehalt des Adhäsivs in direktem Zusammenhang mit der erzeugten Hybridschichtstärke. Nach ALSTER et al. (1995) bedingen Schichtstärken zwischen 50 und 400  $\mu\text{m}$  die Zugkraftstärke eines adhäsiven Verbundes und darüber hinausgehende Schichtdicken (bis 2700  $\mu\text{m}$ ) determinieren in erster Linie dessen Abscherkraft. Grundsätzlich nimmt mit zunehmender Schichtstärke die Anhaftstärke ab (ALSTER et al., 1995). Vor diesem Hintergrund ließe sich eine breite Streuung der Haftkraftwerte in den Ergebnissen,

widergespiegelt durch ein weites Vertrauensintervall (vgl. Abb. 46), durch variierende Schichtstärken erklären. Werden allerdings die ARI - Score Ergebnisse (Kap. 4.2.2) mit in die Betrachtung einbezogen, entlasten diese die aufgestellte These unterschiedlich angefertigter Schichtdicken. Ein in der Hybridschicht immanentes Schwächepotential, begründet durch interne Spannungen, führe zu ARI - Werten von 2 bis 4. Somit wäre kohäsives Versagen offenkundig. Die bezifferten ARI - Werte jedoch zeigen deutlich ein adhäsives Versagen an Schnittstelle 2, welches vorwiegend in äußerst dünnen Schichten - dort ist die Wahrscheinlichkeit eines aneinander Vorbeigleiten von Schichtteilen nach ALSTER et al. (1995) nicht gegeben - vorkommen könnte. Aus Gründen der Vollständigkeit sei darauf verwiesen, dass Brüche, die bei Schichtstärken jenseits der 1,4 mm auftreten, auf das Versagen der Adhäsion zurückzuführen sind und daher vom Rand ausgehen (ALSTER et al., 1995). Die Tatsache, dass in dünnen Schichten Zugbelastungen gegenüber Scherkräften jedoch entscheidend sind, lässt diese Erklärung für die vorliegende Streuung der Haftkraftwerte im durchgeführten Abscherversuch nicht zu. Dieser Sachverhalt wäre dann der Fall, wenn mittlere ARI - Werte bei variierenden Schichtdicken eine Streuung der Ergebnisse begründen.

Aufgrund zurückhaltender spezifischer Produktinformationspolitik der Hersteller kann auf den Einflussfaktor Füllstoffgehalt bezüglich auftretender Materialspannungen im konkreten Fall nur insoweit eingegangen werden, dass ein hoher Füllstoffgehalt dazu beiträgt, die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren (CHOI et al., 2000). Jedoch bedingt die Entlastung dieser internen Spannungsquellen eine erhöhte Steifigkeit der Hybridschicht, welche gegenüber externen Belastungen unerwünscht ist.

#### **5.1.4 Blockmaterial**

Für die Einbettung der Versuchszähne wurde in dieser Arbeit Modellhartgips verwendet. Dessen entscheidender Vorteil ist es, bei der Verarbeitung eine exakte Positionierung der Vestibulärflächen der Probezähne im Block und darüber hinaus die Abformung eines Einheitsblocks, mit Hilfe dessen die Versuchszähne immer auf dieselbe Weise in der Universaltestmaschine positioniert werden konnten, zu erreichen. Dieser Typ an Gips ( $\alpha$  - Hemihydrat des Kalziumsulfats) findet aufgrund seiner hohen Härte, Druckfestigkeit, Kanten- und Abriebfestigkeit breite Anwendung für Arbeitsmodelle, Gegenkiefermodelle sowie Kuvetteneinbettungen (EICHNER et al., 2005). Bei den hergestellten Probekörpern blieben die werkstoffkundlichen Eigenschaften während der Versuchsdauer nicht konstant. Bei einigen wenigen Proben konnte z. B der Abscherversuch nicht zu Ende geführt werden, da zuvor der Zahn aus der Gipseinbettung herausgebrochen ist, ehe das Bracket abgeschert wurde.



Vermutlich ist die Härteabnahme des Gipses auf die feuchte Lagerung der Probekörper zurückzuführen, welche zur Neubildung der oralen Umgebung notwendig war. Der Härtegrad eines Gipses wird durch die Auskristallisation von Dihydrat, dem Produkt der exothermen Reaktion von Kalziumsulfat mit Wasser, bestimmt. Erst nach fünf bis sieben Tagen hat Gips seine Endhärte (Austrocknungshärte) erreicht (EICHNER et al., 2005).

Die Endhärte ist allerdings reversibel, da sie durch Wasserzufuhr wieder abnehmen kann. MAHLER et al. (1960) erklären, dass eine zusätzliche Wasserzufuhr bereits während des Aushärteprozesses - über die benötigte Verarbeitungsmenge des Abbindevorgangs hinaus - eine hygroskopische Expansion zur Folge hat. Das überschüssige Wasser schafft mehr Platz für die Gipskristalle, indem es die für das Längenwachstum der Kristalle restriktive Oberflächenspannung herabsetzt. MAHLER et al. (1960) weisen auch darauf hin, dass es keine Rolle spielt, welche zusätzliche Flüssigkeit verwendet wird, solange sie vermischbar ist und keine Phasengrenzfläche zum Wasser bildet. Das Ausmaß der hygroskopischen Expansion bleibt gleich.

SANAD et al. (1982) zeigen anhand von Versuchen, dass die dem Hemihydrat des Kalziumsulfats zugesetzte Wassermenge reduziert werden kann, um eine deutliche Verbesserung der mechanischen Eigenschaften des Gipses zu erreichen.

Auch FAIRHURST (1960) bestätigt die Verbesserung der mechanischen Eigenschaften bei der Abnahme des Wasseranteils im Wasser - Pulver - Verhältnis. Bei getrockneten Probekörpern nimmt die Druckfestigkeit erst bei Lagerungstemperaturen von über 65°C wieder ab, da dann vermehrt Dihydrat in Hemihydrat umgewandelt wird. Die hohe Festigkeit im trockenen Milieu begründet er durch die mechanische Beeinflussung von kleineren, später gebildeten Kristalliten, die sich interkristallin in größere Kristallite einlagern.

Vor dem Hintergrund dieser Ausführungen ist Modellhartgips nicht das optimale Material für die Durchführung derartiger Versuche. Die notwendige feuchte Lagerung der im Block eingebetteten Versuchszähne ist konträr zu der empfohlenen trockenen Aufbewahrung des Gipsmaterials. SCHAFHAUSEN (2007) verwendete beispielsweise in seinem Versuch Glyceridäther 100 / Laroumin C (BASF) als Einbettmaterial. Ein Teil der Zähne wurde direkt in das Material eingebettet, ein anderer chemisch vorbehandelt, damit der Prüfkörper höheren Kräften standhalten kann. Eine weitere Möglichkeit zur Einbettung ist die Anwendung von Technovit (KANJUPARAMBIL, 2010), ein transparenter Kunststoff mit leichter Handhabung.

## **5.2 Diskussion der Methode**

Der grundlegende Unterschied beim Vergleich von Aktionen im lebenden Organismus mit jenen im Versuch besteht in der Möglichkeit, *ceteris paribus* Annahmen nur *in vitro* belegen zu können. *In vivo* ist dies nur näherungsweise möglich. Jedoch sollten das Versuchsdesign und die Durchführungsmethode auf die Situationen in der Praxis abgestimmt sein, um möglichst aussagekräftige und nutzbare Ergebnisse zu generieren.

### **5.2.1 Einbettung**

Die Rinderzähne wurden für den Abscherversuch in einem Gipsblock eingebettet, wodurch die sichtbare Zahnfläche auf die Vestibulärfläche reduziert wurde. Damit war die Zielfläche für Farbbestimmung und Bracketanbringung einheitlich ausgerichtet. Ein weiterer Vorteil dieses „Einheitsblocks“ ist die vereinfachte Positionierung in der Universaltestmaschine. Da die Rinderzähne nicht uniform und die Bestimmung der Bracketposition wie in der Praxis anhand des natürlichen Oberflächenreliefs und dem Schneidekantenverlauf vorgenommen wurde, konnte von keinen genormten Probekörpern gesprochen werden. Ausgehend von einer senkrechten Ansicht der Vestibulärfläche wäre es wünschenswert gewesen, dass die Hybridschicht zusammen mit der Bracketbasis ebenfalls im Lot gewesen wäre. Eine derartige Parallelität der Flächen (Zahn, Hybridschicht und Bracketbasis) hätte einen genormten Block entstehen lassen und eine eventuell auftretende Hebelwirkung des Abscherkeils minimieren können. Daher fand die Positionierung in der Universaltestmaschine über die Zuordnung Metallkeil zu Bracket und nicht ausschließlich durch Einspannen des Gipsblocks in die Maschine statt.

Die Ausmaße eines jeden Prüfkörpers (Gipsblock mit eingebettetem Zahn) konnten mit Hilfe von Silikongussformen zwar weitgehend vereinheitlicht werden, jedoch erfüllten sie die Anforderungen eines genormten Prüfkörpers herstellungs- und verarbeitungsbedingt nicht. Die Einbettung erfolgte, nachdem der Rinderzahn auf einem Gipskreuz positioniert war, indem die Silikonform mit fließfähigem Gips aufgefüllt wurde. Nach Aushärtung und Entnahme aus der Form mussten die Prüfkörper teilweise noch getrimmt werden, um etwaige Überstände zu entfernen. Die anschließende Flüssigkeitslagerung der Prüfkörper für die Simulation der *in vivo* Bedingungen bewirkte Porosität und förderte die beschriebenen Gipsausrisse. Für die Schaffung eines genormten Blockes und zur Behebung derartiger Probleme würde sich zur Einbettung die Verwendung eines anderen Materials anbieten (vgl. Kap. 5.1.4).

Jedoch verbleibt auch nach einer Normung aller Grundblöcke das Problem, die natürlichen und uneinheitlichen Vestibulärflächen exakt parallel zur entsprechenden Blockfläche auszurichten. Um derartige Schmelzunregelmäßigkeiten beseitigen zu können, haben LUGATO et al. (2009) in Versuchen die Fazialflächen der Zähne mit einer Poliermaschine abgeflacht. Darauf wurde temporär, mit Hilfe von Wachs, ein Metallstift so angebracht, dass dieser parallel zum Block und gleichzeitig zur Fazialfläche ausgerichtet war. Die anschließende Einbettung in Acrylharz führte zu genormten, uniformen Blöcken. Durch die Methode des Abschleifens der äußersten Schmelzschicht wäre zwar sichergestellt, dass die zu behandelnde Schmelzfläche prismenreich und frei von organischen Ablagerungen ist, allerdings ist dabei die Prämisse der Nachbildung von in vivo Bedingungen nicht mehr gegeben. ALGERA et al. (2008) haben ebenfalls bei der Vorbereitung der Prüfkörper die Vestibulärfläche geglättet, die Zahnkrone von der Wurzel getrennt und sie in einer zylindrischen Form mit Polymethylmethacrylat eingebettet. SCHNEIDER et al. (1981) untersuchten den Effekt, wie sich die Schmelzreduktion auf die Haftfestigkeit an Schnittstelle 1 auswirkt und das Resultat war entsprechend eine Veränderung der in vivo Bedingungen, indem mit zunehmendem Schmelzabtrag die Haftkraft und das Restadhäsiv anstieg.

Eine weitere Möglichkeit, die Methode der Zahnflächenausrichtung ohne vorherige Behandlung der Schmelzfläche zu standardisieren, wäre die Einbettung des Versuchszahnes mit Hilfe des davor befestigten Brackets. Durch eine entsprechende Hilfskonstruktion könnte der Zahn mit dem befestigten Bracket so eingebettet werden, dass die gewünschte Ausrichtung Bracket - Block erreicht wird. Dabei könnten allerdings zuvor nur bedingt Untersuchungen bezüglich des Einflusses der Schmelzvorbereitung durchgeführt werden, denn ein wesentlicher Vorteil der Einbettung ist die einfachere Handhabung und die Durchnummerierung der einzelnen Prüfkörper. Jedoch treten bereits bei der Positionierung Kräfte auf den zu untersuchenden Zahn - Bracket - Verbund ein. Auch wenn davon auszugehen ist, dass diese von marginalem Ausmaß sind, so können Hilfskonstruktionen kleine Defekte am Rand der Hybridschicht verursachen und somit Abscherergebnisse verzerren.

Den Anforderungen eines reproduzierbaren Versuchs kann hinsichtlich der Handhabung der Probenkörper nur ein genormter Block gerecht werden. Um natürliches Substrat als uniformes Material darin einzubetten, muss eine entsprechende Nivellierung der natürlichen Oberfläche z.B. durch Anschleifen vorausgehen. Dadurch schränkt sich wiederum das Spektrum der zu untersuchenden Aspekte stark ein.

### 5.2.2 Farbbestimmung

Während des Versuchsverlaufes wurde mit Hilfe des Minolta Spektrophotometers bei jedem Prüfkörper zwei- bzw. dreimal die Farbe gemessen. Die Zielfläche auf dem Schmelz, auf welcher später das Bracket platziert wurde, war mit Markierungen gekennzeichnet, die gleichzeitig auch die Positionierung auf der Lochblende des Spektrophotometers anzeigten. Da die Prüfkörper kein genormtes Ausmaß hatten (vgl. Kap. 5.2.1) und die entsprechende Schmelzfläche unterschiedlich weit aus dem Gipsblock herausragte (vgl. Abb. 35), konnte kein Standard für die Positionierung der Prüfkörper z.B. durch einen Anschlagwinkel eingerichtet werden. Neben den bei der Einbettung diskutierten Aspekten eines genormten Prüfkörpers mit parallel ausgerichteter Fazialfläche besteht bei der Farbmessung zudem die Anforderung nach einer exakten Lokalisation der zu bestimmenden Farbfläche des Schmelzes. Mit der technischen und morphologischen Umsetzung dieser Anforderungen wäre durch einen einfachen Anschlagswinkel bzw. Einspannvorrichtung jederzeit exakt die genaue Position der Prüfkörper wiederholbar. Im vorliegenden Versuch wurde die Position anhand der Markierungen auf dem Einheitsblock nach bestem Dafürhalten positioniert. Dadurch können jedoch manuell bedingte Messfehler nicht ausgeschlossen werden.

Das verwendete Spektrophotometer misst die Farbe entsprechend dem international anerkannten CIEL\*a\*b\* - System. Dabei wird das von der Farbprobe reflektierte Licht in seine spektralen Bestandteile aufgeteilt und von einem Sensor aufgezeichnet. Dieses 3D - Farbsystem ist geräteunabhängig und bestimmt numerisch und rein objektiv die Farbe. Gleichzeitig entspricht der gemessene Farbabstand dem menschlichen Wahrnehmungsvermögen. SEGHI et al. (1989) bekräftigten mit ihrer Untersuchung, dass bei Farbveränderungen die gemessenen, technischen Werte in deutlichen Zusammenhang mit der präzisen, visuellen Urteilsfähigkeit eines durchschnittlichen Betrachters stehen. Das Potential dieser Technologie, die optischen Eigenschaften einer natürlichen Zahnstruktur zu registrieren, sowie die Unterstützung für Materialauswahl und Gestaltung von Restaurationen, ist enorm. Mit ihrer Studie unterstreichen SEGHI et al. (1989) den Bedarf der Entwicklung eines akkuraten, photometrischen Apparates, der für den alltäglichen, klinischen Gebrauch von äußerster Nützlichkeit wäre. Bisherige Apparate sind noch nicht für den Gebrauch in der Mundhöhle ausgelegt.

JOHNSTON et al. (1989) betonen in ihren Ausführungen, dass das Fehlen einer klaren Abgrenzung zwischen visuellen Evaluationskriterien und instrumentell gemessenen Farbunterschieden das Vorhandensein anderer Einflussfaktoren bestätigt, die neben dem

reinen Farbunterschied die visuelle Wahrnehmung von unterschiedlichen Zahnstrukturen beeinflussen. Die menschliche Wahrnehmung ist komplex und umfasst sowohl objektive als auch subjektive Phänomene. Einflussfaktoren können das Umgebungslicht, die Hautfarbe des Patienten, das Make - up, Kleidungsfarbe oder die farbliche Erscheinung benachbarter Zähne sein. Daher ist es verständlich, dass Aussagen, basierend auf menschlicher Wahrnehmung, nicht zuverlässig sind und Objektivität nur durch die Entwicklung entsprechender Gerätschaften ermöglicht wird.

### **5.2.3 Bracketanbringung**

Die Bracketanbringung wurde in dieser Arbeit immer von der gleichen Person durchgeführt und erfolgte mit gleichmäßigem und -bleibendem Anpressdruck. Nach der Entfernung überschüssiger Adhäsivreste und der Überprüfung der richtigen Positionierung des Brackets auf der Vestibulärfläche des Zahnes wurde durch Lichthärtung der Verbund Schmelz - Adhäsiv -Bracket hergestellt. Die Dicke der Adhäsivschicht variiert entsprechend des manuellen Anpressdruckes bei der Positionierung des Brackets. Dies hat entscheidenden Einfluss auf die Stärke des Verbundes (vgl. Kap. 5.1.3). Aus diesem Grund haben ÖZCAN et al. (2008) mit einem einheitlichen Anpressdruck von 750 g sichergestellt, dass die Voraussetzung für eine dünne, standardisierte Schichtdicke gegeben war. In der Praxis werden Brackets in der Regel manuell aufgebracht, wodurch der Anpressdruck und somit auch die Schichtdicke gewissen Abweichungen unterliegen.

Ein weiterer Einflussfaktor auf die Adhäsivschichtdicke ist das natürliche Oberflächenrelief des Zahnes. Jedoch wirkt bei unebenen Vestibulärflächen eine variierende Adhäsivschichtstärke ausgleichend für die ebene Bracketbasis. Molaren beispielsweise haben eine vestibuläre Einziehung, die die Anhaftung der Brackets reduzieren kann. Gerade im Molarenbereich ist es wichtig stärkere Haftkräfte zu erreichen, da mehrere Studien (TRIMPENEERS et al., 1996; SUNNA et al., 1998) belegen, dass dort größere Fehlerraten auftreten als im Inzisivi- und Caninibereich.

Die Adhäsivschichtstärke kann wiederum entscheidend die Wasserabsorption des Adhäsivs beeinflussen. Umso dicker die Schicht, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit von Unregelmäßigkeiten z.B. in Form von Mikrolufteinschlüssen und der Fähigkeit, Wasser absorbieren zu können, wodurch die Festigkeit des Verbundes negativ beeinflusst wird (ÖZCAN et al., 2008). Generell ist während der Bracketanbringung darauf zu achten, Feuchtigkeit zu vermeiden. In vivo ist dies bei Weitem nicht so leicht möglich wie in vitro, was einerseits auf die zum Teil schwierigere Zugänglichkeit im Patientenmund

zurückzuführen ist und andererseits von der Kooperativität des Patienten abhängt (WENGER et al., 2008). IJIMA et al. (2008) bestätigen, dass die Kontamination des Schmelzes mit Speichel während der Bracketanbringung die Haftfestigkeit erniedrigt. Sie verweisen speziell bei der Verwendung von Transbond XT unter suboptimalen Bedingungen (feuchter Schmelz) darauf, dass überwiegend ARI - Score Werte von 5 auftraten, welche Schnittstelle 1 als verbundschwach identifizieren. Konträr dazu kann in der vorliegenden Arbeit, unter Berücksichtigung der Verwendung des gleichen Adhäsivsystems und ARI - Score Werten von 1, auf eine sauber durchgeführte Bracketanbringung geschlossen werden.

#### **5.2.4 Flüssigkeitslagerung**

Die ästhetische Wahrnehmung einer Restauration hängt davon ab, wie ähnlich deren Erscheinung - Farbgebung und Schattenbildung - im Vergleich zur natürlichen Zahnstruktur ist. Darüber hinaus werden optische Eigenschaften als Untersuchungskriterien für die orale Mundhygiene sowie als Kariesdetektor herangezogen (CULPEPPER, 1970). Entscheidender Faktor, damit die Zahnstruktur echt wirkt, ist der Effekt der Transluzenz. Nach BRODBELT et al. (1981) kann sie als Maß des transmittierten Lichtes durch ein Material verstanden werden. Ihr Anliegen war einerseits bei feuchtem, menschlichem Zahnschmelz den Transmissionskoeffizient anhand verschiedener Wellenlängen festzustellen und andererseits die Abhängigkeit der Transluzenz von der Lagerung des Schmelzes in destilliertem Wasser darzustellen. Mit zunehmender Wellenlänge stieg die Transmission an und gleichzeitig reduzierte sich mit zunehmender Dehydratation durch trockene Lagerung die Transluzenz. Dies ist auf einen erhöhten Brechungsindex zwischen den Schmelzprismen und dem umgebenden Medium zurückzuführen, sobald Wasser durch Luft ersetzt wird. Die Ausführungen von BRODBELT et al. (1981) bestätigen die Wichtigkeit der Lagerung von Versuchszähnen in destilliertem Wasser. Sowohl die Nachahmung von in vivo Bedingungen, die dadurch näherungsweise erreicht wird, ist von enormer Bedeutung, als auch - speziell im vorliegenden Versuch - eine korrekte, wahrheitsgetreue Farbbestimmung ohne Verzerrungen.

WILLIAMS et al. (1985) stellten fest, dass die Dauer der Flüssigkeitslagerung von Versuchszähnen keinen Einfluss auf die Haftfestigkeit an Schnittstelle 1 hat. Sie unterteilten die Zähne in drei Gruppen, wobei eine davon 24 Stunden, die andere drei Monate und die dritte fünf Jahre in destilliertem Wasser und in einer Thymollösung bei 4°C gelagert wurde. Bei allen drei Gruppen ergab sich bezüglich der Haftkraft kein signifikanter Unterschied.

DAVIS (1975) untersuchte den Effekt der Lagerung in drei verschiedenen wässrigen Medien und kam zu dem Ergebnis, dass zwar die Verschleißfestigkeit durch die Lagerung im destillierten Wasser etwas abnimmt, die Härte der Zahnproben aber nicht beeinflusst wird.

Obwohl die Verwendung von Thymol teilweise negativ belegt ist (GRÜNBERG et al., 2010), findet es, wie auch in dieser Arbeit, häufig Anwendung als Konservierungsmittel (BULUT et al., 2005; ENDO et al., 2008; TÜRKKAHRAMAN et al., 2007; WILLIAMS et al., 1985). Einige hergestellte Antimikrobiotika enthalten unter anderem Thymol als wesentlichen Bestandteil und werden meist in Form einer Zahnpaste bzw. eines Mundwasser verarbeitet. Dabei haben sie die Aufgabe, Plaque auf einem kompatiblen Niveau zu halten, indem sie bestehenden Plaque reduzieren, dessen Neubildung weitgehend verhindern bzw. selektiv die Aktivität spezieller Krankheitserreger einschränken (MARSH, 1992). Auch CLARKSON et al. (1981) und MC CLENDON et al. (1947) schätzten die desinfizierende, fungizide sowie bakterizide Wirkung des Thymols und verwendeten es um das Wachstum der Mikroorganismen zu unterdrücken.

### **5.2.5 Abscherversuche**

Nachdem der Probekörper für den Abscherversuch in der Universalprüfmaschine korrekt positioniert war, wurde die Bracketabscherung vorgenommen. Derartige Universalprüfsysteme sind international anerkannt und finden häufige Anwendung in Verbindung mit Zug- und Druckversuchen, können aber auch Biege-, Scher- und zyklische Prüfungen absolvieren (LARMOUR et al., 2000; READ - WARD et al., 1997; PRIETSCH et al., 2007). In der vorliegenden Arbeit führte die Testmaschine eine statische Prüfung durch und zeichnete für jeden Abscherversuch eine Druckdehnung - Druckkraftkurve auf. PRIETSCH et al. (2007) erklären in ihren Ausführungen, dass im Moment des Debondings sowohl Zugkräfte als auch Druck- und Scherkräfte zusammenwirken und die Haftkraftwerte vom Fokus der physikalischen Prüfung abhängig sind. Ihre in vitro Untersuchungen zeigen bei Scherbelastung deutlich höhere Haftwerte als bei Zugbelastung, wobei die klinische Situation am ehesten über die Scherbelastung nachgeahmt wird. Hierbei gleitet das Bracket durch eine parallel zur Zahnoberfläche angreifende Kraft ab, während bei Zugbelastung eine zur Oberfläche senkrecht wirkende Kraft auftritt. Eine mögliche Erklärung dafür bieten die Kunststofftags, die der senkrecht wirkenden Zugbelastung weniger standhalten können. Darüber hinaus ist OLIVER (1988) der Auffassung, dass auch die Menge an Restadhäsiv von Richtung und Methode der jeweiligen Prüfbelastung beeinflusst wird.

Die Verwendung von Keramikbrackets für kieferorthopädische Behandlungen, deren Attraktivität in der ästhetischeren Wahrnehmung begründet ist, birgt Problempotential in sich. Besonders beim Vorgang des Debondings mit Keramikbrackets ist Vorsicht dahingehend angebracht, dass aufgrund der höheren Anhaftkräfte von Keramikbrackets Schmelzausrisse vorkommen können. Darüber hinaus kann die höhere Materialsprödigkeit der Keramik sogar Bracketbrüche bewirken, welche die anschließende Reinigung der Zahnoberfläche erschwert, zeitaufwendiger ist und einen Schmelzverlust nach sich zieht (CACCIAFESTA et al., 1998; ELEKDAG - TURK et al., 2009). Derartige Probleme führten dazu, dass die Haftung der auf dem Markt befindlichen Keramikbrackets in erster Linie durch mechanische Retention, ohne zusätzliche chemische Haftvermittler in Form von Silikatisierung und Silanisierung, erlangt wird. Zahlreiche, verschiedene Bracketbasis -Designs von mikrokristallinen, unregelmäßig gestalteten Basen bis hin zu großen, runden Einkerbungen und verschiedenartig gestalteten Netzbasen versprechen ausreichende Haftkräfte und Debondingcharakteristiken vergleichbar der gewöhnlichen Metallbrackets. Durch rein mechanische Retentionen ist die Wahrscheinlichkeit der Schmelzausrisse während des Debondingvorganges geringer als bei chemisch retentiven Varianten (RUSSEL, 2005). Beeinflusst wird die Haftkraft, die letztendlich ausschlaggebend für Schmelzausrisse ist, auch durch die Auswahl des Adhäsivsystems sowie über die Art und Weise der Schmelzkonditionierung und deren Ätzzeiten (RUSSEL, 2005).

Clarity Keramikbrackets haben nach BISHARA et al. (1997) aufgrund ihrer Technologie ähnliche Debondingcharakteristiken wie herkömmliche Metallbrackets. Eine Sollbruchstelle, die in die Bracketbasis eingebracht wurde, sorgt für einen schonenden Debondingvorgang insofern, dass mit Hilfe spezieller Zangen nur geringer Druck zur Kollabierung der Basis aufgewendet werden muss. In der Versuchsreihe von BISHARA et al. (1997) blieb das Adhäsiv bei der Entfernung der Clarity Keramikbrackets, wie auch in der vorliegenden Arbeit, hauptsächlich am Zahn zurück. Diese Tatsache zeigt, dass die Wahrscheinlichkeit von Schmelzausrissen eher gering ist.

### **5.2.6 ARI - Score Bestimmung**

Nach abgeschlossenen Debondingversuchen wurden die Schmelzoberflächen unter einem Stereomikroskop betrachtet und die Zuordnung bezüglich der Restadhäsivmenge erfolgte mit Hilfe des Adhesive Remnant Index (ARI). Die Einteilung in fünf verschiedene Grade zeigt eine relativ genaue Unterteilung und lässt eine aussagekräftige Beurteilung bezüglich des Versagens des Verbundes zu. Eindeutige Zuordnungen durch den Betrachter konnten bei Grad 1 (100% Restadhäsiv am Zahn) sowie bei Grad 5 (0% Restadhäsiv am Zahn) gemacht



werden, da entweder die vollständige Impression der Bracketbasis bzw. kein Restadhäsiv an der Schmelzoberfläche zu erkennen war. Eine Restadhäsivmenge von etwa 50% konnte ebenfalls ziemlich eindeutig zugeordnet werden. Dagegen waren die Übergänge von Grad 2 ( $> 90\%$  Restadhäsiv am Zahn) zu Grad 3 ( $90\% > x > 10\%$ ) bzw. von Grad 3 zu Grad 4 ( $< 10\%$  Restadhäsiv am Zahn) teilweise fließend und unterlagen einer subjektiven Betrachtungsweise.

Wo die Schwachstelle im Verbund Schmelz - Adhäsiv - Bracket auftritt, ist von mehreren Faktoren abhängig. Interessant ist, dass es z.B. bei Keramikbrackets ausschlaggebend ist, ob die Bracketbasis silanisiert ist oder nicht. Der dadurch entstehende, zusätzlich zum mechanisch vorhandenen, chemische Verbund verstärkt Schnittstelle 2 in dem Maße, dass die Schwachstelle in der Regel hauptsächlich an Schnittstelle 1 auftritt und dadurch die Wahrscheinlichkeit der Schmelzausrisse erhöht wird (CACCIAFESTA et al., 1998; BISHARA et al., 2007). Generell ist nach MUNDSTOCK et al. (1999) bei Versuchszähnen die Wahrscheinlichkeit der Schmelzausrisse erhöht und somit liegt die Schwachstelle an Schnittstelle 1, da sie trotz flüssiger Lagerung (0,1%iger Thymollösung) trockener und damit auch anfälliger sind als vitale Zähne. Weiteren Einfluss auf den ARI - Wert hat nach RUSSEL (2005) die Verwendung bzw. die Qualität verschiedener Adhäsivsysteme sowie das angewendete Ätzelgel und dessen unterschiedlich lange Anwendungszeit.

### **5.3 Diskussion der Versuchsergebnisse**

#### **5.3.1 Farbe**

Die Zahnfarbe wurde mit Hilfe von drei Parametern genau bestimmt. Der Helligkeitsparameter  $L^*$ , der Rot - Grün - Parameter  $a^*$  und der Gelb - Blau - Parameter  $b^*$  definieren vor und nach den durchgeführten Versuchsschritten die Farbe (vgl. Abb. 32). Der Farbunterschied  $\Delta E$  drückt durch Einberechnung der drei genannten Parameter den Abstand des neuen Farbpunktes zum alten aus.

Mit der Verwendung des CIEL $^*a^*b^*$  - Systems wird in der Literatur als Referenzgröße für Farbveränderungen der  $\Delta E$  - Wert herangezogen (ELIADES et al., 2001; HINTZ et al., 2001). Die Berechnung des  $\Delta E$  - Wertes erfolgt aus den Wertepaaren der einzelnen Parameter  $L^*$ ,  $a^*$  und  $b^*$  vorher und nachher (vgl. Kap. 3.2.2). Durch Quadrierung der entsprechenden Differenzwerte geht die Information der eingetretenen Farbrichtung verloren.

Die statistische Auswertung der Helligkeit konnte in keiner der drei Farbmessgruppen eine signifikante Veränderung nachweisen. Zumindest beim Farbabgleich der ungebleichten mit den gebleichten Zähnen wäre eine Veränderung zu erwarten gewesen. Eine mögliche Erklärung ist einerseits der Ausgangszustand des Substrates und andererseits die Durchführung der Farbmessung. Bereits zu Beginn des Versuchs zeichnete sich das Substratmaterial durch eine gesäuberte, ablagerungsfreie Zahnoberfläche aus, die hell wirkte (Abb. 33) und dementsprechend keine deutliche Helligkeitssteigerung mit der vorliegenden Bleichintensität erfahren hat.

Bei der Durchführung der Farbmessung war das verwendete Spektrophotometer mit einer 4 mm großen Lochblende ausgestattet. BOSCH et al. (1995) berichten, ausgehend von einer 3 mm großen Lochblende, dass Spektrophotometer mit derartiger Blendengröße nicht den gesamten Anteil des reflektierten Lichtes wieder einfangen können. Somit bleiben Lichtstrahlen unberücksichtigt, welche von der Zahnoberfläche nicht zurück in Richtung Blende gelenkt werden. Diese Verluste an der Grenzfläche treten bei größeren Blenden ebenfalls auf, finden jedoch durch die im Verhältnis wesentlich größere Messfläche nur geringe Gewichtung.

Die Analyse des Rot - Grün - Spektrums ergab für die Gruppe, die den Farbabgleich zwischen den ungebleichten Zähnen und diesen nach Abscherung darstellt, eine statistisch nachgewiesene Verschiebung in Richtung Grün. Bei verfärbten Zähnen ist von einem höheren Braun-, also Rotanteil auszugehen, wobei der Bleichvorgang mehr eine Verschiebung weg von Rot in Richtung Grün bewirkt. Diese Vermutung wurde bereits als Hypothese für den einseitigen statistischen Nachweis für Parameter  $a^*$  in Kap. 4.1.3 zu Grunde gelegt.

Da sich aber in der gebleichten Gruppe keine Verschiebung in Richtung Grün ergab, muss es dafür eine andere Erklärung geben. ELIADES et al. (2001) erklären, dass die Farbveränderung auf der Schmelzoberfläche aufgrund der irreversiblen Penetration des Adhäsivs im Zuge der Bracketbefestigung zustande kommt. Die gebildeten Tags reichen bis zu 50  $\mu\text{m}$  in die Schmelzstruktur hinein und können weder über den Debondingvorgang noch durch Säuberungsprozesse wieder entfernt werden. Dadurch verändert sich die Oberfläche des Schmelzes und somit die Lichtreflexion, die den Farbparameter beeinflusst.

Die Gruppe der ungebleichten, abgescherten Zähne zeigt signifikant eine Farbveränderung, dagegen weisen die gebleichten, abgescherten Zähne nur eine Tendenz dahingehend auf. Dies lässt vermuten, dass bei letzterer Gruppe die Ausbildung der Tags aufgrund des

Bleichvorgangs gestört ist. BULUCU et al. (2008) bestätigen anhand ihrer Versuche, dass noch vorhandene Peroxide des Bleichmittels die Haftfestigkeit zum Schmelz verringern, indem sie durch Wechselwirkungen die Polymerisation des Adhäsivs und somit die Ausbildung der Tags stören. Dadurch ließe sich erklären, weshalb keine signifikante Veränderung vorlag.

Nach HORIUCHI et al. (2009) und ELIADES et al. (2001) sind darüber hinaus eventuelle Schmelzausrisse beim Debonding, die bei der Gruppe mit stärkerer Ausbildung der Tags wahrscheinlicher sind, der Grund für die Oberflächenveränderung des Schmelzes und somit für die Farbveränderung.

Die mit Peroxid behandelten Gruppen, ungebleicht / gebleicht sowie gebleicht / abgeschert, bewegen sich deutlich vom gelben Spektrum weg, hin zum blauen. Ein hoher Blauanteil trägt wesentlich zu einer ästhetischen Wahrnehmung der Zähne bei und steht somit in Kontrast zu gelben Verfärbungen.

Die während des Bleichvorgangs wirkenden reaktiven Moleküle hinterlassen eine schmierschichtfreie Oberfläche, die aufgrund der geöffneten Rauigkeiten das Licht spektral neu verteilt. Dadurch wird der von KUNZELMANN (2010) beschriebene Opaleffekt (Kap. 2.2.1.2) verstärkt. Der kurzwelligere Anteil des Lichtes wird durch die Rauigkeiten noch stärker gestreut als zuvor, d. h. auch der Anteil der durchtretenden, nicht gestreuten Strahlung wird geringer und somit erscheint der Zahn bläulicher als zuvor.

Das Ausmaß der Lichtbrechung ist also von der Wellenlänge des Lichtes abhängig (Dispersion), wodurch weißes Licht in seine Spektralfarben aufgeteilt wird. Aufgrund der Anordnung vieler Prismen in der Mikrostruktur des Schmelzes ist dieser Effekt besonders deutlich. Prismen besitzen die Eigenschaft, das Licht wellenlängenabhängig zu brechen oder es sogar total zu reflektieren, je nach Einfallswinkel des Lichtes und nach Bauart des Prismas.

Nach Bracketbefestigung erfolgte die Flüssigkeitslagerung in destilliertem Wasser und nach anschließendem Abscherversuch wurde die Farbe erneut gemessen. Bei der Gruppe der gebleichten, abgescherten Zähne trat wieder eine signifikante Farbverschiebung in Richtung Blau auf, dagegen in der Gruppe der ungebleichten, abgescherten Zähne nicht. Wird davon ausgegangen, dass weder das Auftragen des Bondings, die Abschermethode noch die anschließende Entfernung des Restadhäsivs Einfluss auf die Farbänderung hat, muss die deutliche Farbverschiebung der gebleichten / abgescherten Gruppe Richtung Blau erklärt werden. Entscheidend dabei ist der Zeitpunkt der zweiten Farbmessung (B - U), welche sich dem Bleichvorgang angeschlossen hat. In diesem Zusammenhang können einerseits eine zu

zeitnahe Farbmessung und andererseits ein Nachbleicheffekt im Lagerungsmedium zu dem eingetretenen Ergebnis geführt haben. Wird eine zu zeitnahe Messung unterstellt, so könnte die Angleichung hin zum neuen, helleren bzw. bläulichen Farbniveau noch nicht vollständig vonstattengegangen sein. Diese wäre dann hernach eingetreten und somit den Farbdifferenzwerten vor und nach dem Debonding (DB - B) zugeschrieben. Dass der Zeitpunkt eine Rolle spielt, haben WRIEDT et al. (2008) untersucht, allerdings waren die durch verschiedene Zeitpunkte initiierten Unterschiede äußerst minimal. Einen wesentlich größeren Effekt brächte die zweite Annahme der Nachbleichung. Diese wäre nach der Farbbestimmung im destillierten Wasser passiert. Noch vorhandene Restperoxide, wenn auch nur sehr schwach konzentriert, könnten in gelöster Form weiter ihre Arbeit verrichtet haben.

### **5.3.2 Haftkräfte - SBS**

Die aufgezeichneten SBS - Werte zeigen an sich ein Niveau, welches über den klinischen Anforderungen liegt. Der Mittelwert für die Haftkraftwerte auf gebleichtem Schmelz liegt bei 10,03 MPa und jener auf ungebleichter Oberfläche erreicht 7,75 MPa. Voraussetzung für den klinischen Einsatz sind Haftwerte über 6 MPa (ENDO et al., 2009; ÖZCAN et al., 2008).

Der Unterschied in der SBS - Messung bezüglich der Haftkraftwerte für gebleichte und ungebleichte Versuchszähne entspricht nicht der Meinung vieler Autoren (CACCIAFESTA et al., 2006; BULUT et al., 2005), welche der unbehandelten Oberfläche eine stärkere Anhaftung zusprechen. Deren Ausführungen zeigen eine Tendenz dahingehend, dass eine vorausgehende Behandlung durch Peroxid die Morphologie des Schmelzes negativ beeinflusst und somit Adhäsivhaftkräfte reduziert (NOUR EL - DIN et al., 2006; ADANIR et al., 2007; MILES et al., 1994). Dagegen verweisen RUSE et al. (1990) darauf, dass der Grund für das niedrigere Anhaftniveau nicht in der Veränderung der chemischen Zusammensetzung aufgrund der Peroxidbehandlung zu sehen ist. Wird in vivo entsprechend Zeit für die Remineralisation der Zahnhartsubstanz zwischen Bleaching und Bonding gewährt, verringert ein regenerativer Effekt in der Morphologie die aufgeführten Nachteile in der Anhaftung.

In der vorliegenden Arbeit werden jedoch ceteris paribus signifikant höhere SBS - Werte in der gebleichten Gruppe erreicht. Da sowohl bei den gebleichten als auch bei den ungebleichten Zähnen nach dem Debonding hauptsächlich der ARI - Score von 1 festgestellt wurde, ist dies ein Indiz dafür, dass die Schwachstelle in der Anhaftung der Bracketbasis zum Adhäsiv (Schnittstelle 2) liegt. Wäre ein Großteil des Adhäsivmaterials an der Bracketbasis zurückgeblieben und somit Schnittstelle 1 als Schwachstelle identifiziert, so würde ein

direkter Zusammenhang zwischen dem Haftkraftunterschied der beiden Gruppen und dem Bleichen bestehen. Da jedoch Schnittstelle 2 versagt hat, ist davon auszugehen, dass Bleichen in diesem Versuch keinen eindeutigen Effekt auf die Haftkraftwerte ausgeübt hat. Die höheren Anhaftungen sind vielmehr in der Methode des Abscherens zu suchen (Kap. 5.3.3) bzw. auf Messfehler zurückzuführen.

BISHARA et al. (2005) berichten ebenfalls darüber, dass weder in - office bleaching noch home bleaching einen Einfluss auf die Haftkraft der Brackets ausübt. UYSAL et al. (2003) bestätigen BISHARA et al. (2005), indem sie den Standpunkt vertreten, dass es, egal ob die Bracketanbringung unmittelbar nach dem in - office bleaching oder erst nach 30 Tagen erfolgt, keinen Einfluss auf die Haftfestigkeit gibt.

Aufgrund der Tatsache, dass in beiden Gruppen Schnittstelle 2 nachgegeben hat, kann demzufolge nicht ausgesagt werden, wie hoch die Anhaftkräfte tatsächlich wären. Dafür müsste die Auswertung der ARI - Score Werte signifikant größer oder gleich 3 und die Bindung der Bracketbasis an das Adhäsiv auf jeden Fall stärker als jene zur Schmelzoberfläche sein.

### **5.3.3 ARI - Score**

Obwohl die Bewertung der Restadhäsivmenge visuell unter Zuhilfenahme eines Stereomikroskops durchgeführt wurde, erreichte die Kategorisierung in die jeweiligen ARI - Score Gruppen eine hohe objektive Genauigkeit. Speziell bei einem Wert von 1 war auf der verbliebenen Adhäsivschicht deutlich die Impression der Bracketbasis zu erkennen. Die Auswertung ergab ein statistisch eindeutiges Ergebnis, in welchem Grad 1 des ARI - Scores zu 63% bei den gebleichten und zu 70% bei den ungebleichten Zähnen vorkam.

Dieses Ergebnis lässt darauf schließen, dass der Verbund an Schnittstelle 1 wesentlich stärker war als an Schnittstelle 2. Die Stärke dieses Verbundes zwischen Schmelzoberfläche und Adhäsiv ist einerseits chemisch mittels verschiedener Komponenten des Adhäsivsystems, andererseits über mechanische Retentionen zu beeinflussen. Nach Ätzung des Schmelzes ist die Oberfläche derart vorbereitet, dass der Primer als Haftvermittler zwischen der hydrophilen Zahnhartsubstanz und der hydrophoben Masse des Adhäsivs den Kontakt herstellt. Nach erfolgreicher Polymerisation zur Hybridschicht ist ein chemisch funktionierender Verbund eingerichtet. Der mechanisch retentive Teil, der sich durch die Ausbildung in den Schmelzragender Tags darstellt, setzt den chemischen Verbund voraus und ist in diesen integriert.

Das signifikante Auftreten von Grad 1 deutet auf eine ausgeprägte mechanische Verbundkomponente hin. Nur durch eine ideale Ausbildung der Mikroporositäten und einer dazu adäquaten Adhäsivviskosität können verankernde Tags entstehen und eine dementsprechend starke mechanische Retention bereitstellen. Kontrovers wird der Einfluss des Bleichvorgangs bezüglich der Vorbereitung der Verbundfläche diskutiert (CACCIAFESTA et al., 2006; BULUT et al., 2005). Das Ausmaß der Demineralisation - ausgelöst durch Bleichen und / oder Konditionierung - ist bis zu einem gewissen Grad positiv bezüglich der Herstellung der Mikroporositäten, darüber hinaus jedoch überwiegt ein destruktiver Effekt.

Die Dominanz von Grad 1 könnte andererseits auf die Technik des Abscherens zurückzuführen sein (ÖZCAN et al., 2008). In der Universaltestmaschine entsteht entsprechend dem Ansatzpunkt des Metallkeils auf das Bracket eventuell eine Hebelwirkung. Wird der abscherende Metallkeil am Übergang der Adhäsivschicht zur Bracketbasis nahe an die Zahnoberfläche angesetzt, so entsteht durch die Wirklinie der aufgewendeten Kraft nur ein kleines Drehmoment und der Verbund Adhäsiv - Bracket zeigt tendenziell eine hohe Abscherresistenz. Übt der Metallkeil dagegen in größerem Abstand zur Zahnoberfläche Kraft auf das Bracket aus, so ist der Hebelarm länger, das Drehmoment größer und es tritt aufgrund der physikalischen Kraftumlenkung schneller ein Abbruch ein. Dabei ist nun entscheidend, welchen Einfluss die Kraftausübung, entsprechend des Ansatzpunktes auf den Übergang Adhäsiv - Bracket bzw. auf das Bracket allein, auf die Verbundstärke an Schnittstelle 1 bzw. 2 hat. Möglicherweise ist die Häufigkeit des Grades 1 durch eine starke Hebelwirkung begründet, die dazu führte, dass die Kraft hauptsächlich auf das Bracket wirkte und so Schnittstelle 2 das schwächste Glied darstellte. Wirkte dagegen die Kraft direkt auf den Bereich der Schnittstelle 1 bzw. nur auf das Adhäsiv - um Hebelkräfte niedrig zu halten - werden neben den adhäsiven Kräften hauptsächlich die kohäsiven der Hybridschicht belastet und deren Versagen durch höhere ARI - Score Werte widerspiegelt.

## 6 Schlussfolgerung und Ausblick

### 6.1 Beantwortung der Fragen

Ein wichtiger Schlüsselfaktor in der späteren Umsetzung wissenschaftlicher Untersuchungsergebnisse ist eine korrekt durchgeführte Versuchsmethode, welche zu jedem Zeitpunkt des Verlaufes auf die ursprüngliche Zielsetzung rückschließen lässt. Besonders komplexe Fragestellungen erfordern eine hohe Stringenz in deren Bearbeitung.

Im Zuge der Konkretisierung der Zielsetzung wurden in Kapitel 1 Fragen gestellt, die in den anschließenden Ausführungen unter Einbeziehung der gewonnenen Erkenntnisse beantwortet werden:

*Ist durch die morphologischen Veränderungen des Bleichens in der Schmelzoberfläche ein Einfluss auf die Haftfestigkeit adhäsiver Verbundsysteme zu erwarten?*

Das Bleichen kann dann eine Auswirkung auf die Qualität eines nachfolgenden adhäsiven Verbundes haben, wenn ein besonders intensiver Bleichvorgang sehr zeitnah vor der Verbundsituation durchgeführt wird (keine Remineralisation). Veränderungen treten in der Form ein, dass unerwünschte organische Moleküle auf der Oberfläche destrukturiert werden. Gängige Bleichintensitäten haben jedoch sehr geringen Einfluss auf anorganische Bestandteile des Schmelzes und bewirken keine morphologische Umänderung (Kap. 2.1.2.1). Treten Effekte auf, so überwiegen der Literatur nach die „negativen“ und nicht wie im vorliegenden Versuch - resultierend in einer marginal höheren Haftkraft (Kap. 4.2.1) - die „positiven“ Effekte.

*Zieht der Einsatz der Adhäsivtechnik eine Veränderung in der Zahnfarbe nach sich?*

Vorstellbar ist in diesem Zusammenhang eine über den Bracketbasisbereich hinausstrahlende Aufhellungswirkung z.B. durch den Einsatz des Ätzgels, welche in der Beseitigung der oberflächlichen Zahnablagerungen begründet ist. Bereits die erforderliche Präzision in den durchgeführten Applikationen der Adhäsivsystemmaterialien schließt einen derartigen Effekt jedoch von vornherein aus. Farbunterschiede, die die vestibuläre Gesamtfläche des Zahnes betreffen, könnten nur aufgrund von Versäuerungsaktionen vor allem nach dem Debonding zustande kommen und somit indirekt durch diesen Vorgang begründet sein.

*Wird die Wirkung einer bereits vorher mit Peroxid behandelten Schmelzoberfläche durch eine Säure - Ätzung in der Weise verstärkt, dass eine weitere Zahnaufhellung eintritt?*

Nein. Ätzmuster haben aufgrund der Remineralisationsfähigkeit des Schmelzes nur temporären Bestand, sind auf Zielflächen (Bracketbasisfläche) beschränkt und würden isoliert betrachtet durch die Zunahme der Oberflächenrauigkeit eine diffuse Streuung des eintretenden Lichtes und somit eine reduzierte Helligkeitswahrnehmung für das menschliche Auge zur Folge haben (Kap. 2.2.1.3).

*Haben Veränderungen in der kristallinen Schmelzstruktur durch Peroxid- und Säureeinwirkung eine gegenseitige Verstärkung oder Aufhebung zur Folge?*

Tatsächlich beseitigt bereits ein vorhergehender Bleichvorgang organische und sehr geringe Mengen an anorganischen Materialien. Schließt sich allerdings daran nicht zeitnah ein Konditionierungsvorgang an, ist der erlangte Vorteil einer schnelleren Kontaktzugänglichkeit der Säure zur Zahnhartsubstanz aufgehoben. Abgesehen davon, dass Peroxide in den vorliegenden Konzentrationen eine vernachlässigbare destruktive Kristallwirkung haben und beide Vorgänge eng aufeinander folgend nicht empfehlenswert sind, übersteigen bereits niedrig konzentrierte Ätzsäuren die demineralisierende Wirkung von am Markt erhältlichen Bleichmittel um ein Vielfaches.

Eine Aufhebung kann ausgeschlossen werden und eine verstärkende Wirkung beider Vorgänge ist nicht praxisrelevant.

*Ermöglicht eine vorausgegangene Peroxidbehandlung eine stärkere Anhaftung des Adhäsivsystems auf dem Zahnschmelz?*

Die Stärke einer Peroxidbehandlung steht in direktem Zusammenhang mit der vorliegenden Konzentration des Bleichmittels sowie dessen Kontaktintensität (Anwendungsdauer und -wiederholung). Eine stärkere Anhaftung könnte nur auf dem Weg einer erhöhten mikro-mechanischen Retention zustande kommen, welche voraussetzt, dass Peroxide ähnlich konditionierende Wirkungen zeigen wie die speziell dazu eingesetzten Säuren. Da eine solche Wirkung auch bei höchster Intensitätsstufe vernachlässigbar ist, liegt der Key Factor einer nachhaltigen Anhaftung im Konditionierungsvorgang.



*Öffnet eine Säure - Ätzung bzw. die Kombination mit einer vorausgegangenen Peroxideinwirkung die Mikrooberfläche des Schmelzes derart, dass tief eingedrungene Adhäsivbestandteile nach einer normalen Versäuberung zurückbleiben und farbliche Nuancen bewirken?*

Liegt beim Priming und Bonding eine demineralisierte Oberfläche vor, deren destruktives Ausmaß in der Eröffnung besonders des inter- jedoch auch des intraprismatichen Raumes zu sehen ist, so erleichtert dies die Penetration des Adhäsivs. Zur Sicherstellung des Mindesthaftkraftniveaus von 6 - 8 MPa (ÖZCAN et al., 2008; ENDO et al., 2009) genügt die Ausbildung der Tags, deren Querschnittsdimensionen (vgl. Kap. 2.1.3.1: 2 - 3 µm) - nicht zuletzt zur Vermeidung von Schmelzausrissen - gewollt äußerst gering sind und deshalb am Flächenanteil der Zahnoberfläche keinen für das menschliche Auge wahrnehmbaren Anteil besitzen. Treten positive bzw. negative Farbveränderungen ein, so ist dies wiederum in den einhergehenden Versäuberungsaktionen zu sehen.

## **6.2 Schlussfolgerungen**

Nach Abschluss der methodischen und materialspezifischen Auseinandersetzung der vorliegenden Arbeit (Kap. 5) ist es aufgrund der gewonnenen Versuchserfahrung möglich, die Aussagekraft von Ergebnis und Diskussion ins Verhältnis zum Versuchsumfang zu setzen. Die in der Versuchsplanung angelegte Anzahl an Rinderzähnen stand im Verhältnis des zu kalkulierenden Arbeitszeitaufwandes im Labor (besonders auch durch deren Homogenität). Allerdings ist die starke Reduktion der verwertbaren Wertepaare (Kap. 4.1) nicht zufriedenstellend. Die Berücksichtigung einer derartigen Reduktion hätte aber einen erheblichen Mehraufwand zur Folge gehabt. Werden entsprechend sinnvolle Annahmen den statistischen Tests zugrunde gelegt, kann eine Schmälerung der „Mächtigkeiten“ vermieden und fundierte Aussagen aus den Ergebnissen abgeleitet werden.

Wird das Versuchsdesign dem verwendeten Material und der Methode gegenübergestellt, zeigen sich weitere interessante Aspekte. Aufgrund der positiven Eignung von Rinderzähnen als Substitut für menschliches Zahnmaterial kann eine breite empirische Basis zugrunde gelegt werden. Darüber hinaus vereinfacht die Homogenität des Substrates die Handhabung während der durchgeführten Aktionen und ermöglicht Einheitsblöcke.

Allerdings können in vivo Bedingungen nur bis zu einem bestimmten Ausmaß in einem Versuch abgebildet werden. Eine besondere Herausforderung stellt die Simulation der oralen

Umgebung dar, welche im Zusammenhang mit Zahnfarbe und deren Veränderung über die Zeit hinweg nicht in vitro nachgebildet werden konnte.

Aktionen, wie „Bleichen“, „Bracketanbringung“ und „Versäuberung“ sind weitestgehend identisch mit in vivo durchgeführten, unterscheiden sich jedoch dahingehend, dass Verunreinigungen sowie weitere Störfaktoren auf die Durchführungsgenauigkeit in vitro ausgeschlossen sind.

Eine für den Versuch wünschenswerte Normung des Materials (z.B. durch Nivellierung der Labialflächen, Normblöcke) führt ceteris paribus zur Darstellung eines engen Ergebnisraumes. Das vorliegende Substrat kann jedoch aufgrund natürlicher Oberflächen und Strukturen nicht derart verändert werden, da diese selbst im Untersuchungsfokus liegen. Somit ist der Kompromiss in einheitlichen Blöcken (Kap. 3.2.1) zu sehen, welche wiederum die Komplexität in der Argumentation erhöhen.

Empfehlungen für weitergehende Versuche mit ähnlichem Fokus wären geeignete Positionierungshilfen bei den Farbmessungen, die die Grundgesamtheit der statistischen Auswertung (Bedingung:  $\Delta E$  - Wert kleiner 3) erhöhen. Sind Farbveränderungen von besonderem Interesse, sollte die Heterogenität (farbliche Nuancen des Rohsubstrates) gegenüber einer hohen Homogenität mehr Gewichtung finden. Die Auswertung des  $\Delta E$  - Wertes im Rahmen der CIEL\*a\*b\* - Farbbestimmung wird dadurch interessanter.

Bei der Bracketbefestigung würden eventuell auftretende Effekte unterschiedlich dicker Adhäsivschichten durch Gewährleistung eines konstanten „Anpressdruckes“ mit Hilfe eines einstellbaren Druckgebers deutlich vermindert.

Ungeachtet des zeitlichen Aufwandes wäre des Weiteren die Möglichkeit der Einfärbung des Adhäsivmaterials innerhalb einer Vergleichsgruppe ein effektiver Nachweis bezüglich möglicher Farbveränderungen nach dem Debonding durch penetriertes Adhäsiv.

## 7 Zusammenfassung

Die gesellschaftlich getragene Vorstellung von schönen Zähnen generiert eine hohe Nachfrage nach zahnärztlich und privat durchgeführten Maßnahmen zur Steigerung der persönlichen Attraktivität. Die Korrektur von Zahnfehlstellungen beschränkt sich nicht mehr nur auf das Jugendalter und die seit jeher kostenpflichtigen Zahnaufhellungen werden mit der Verfügbarkeit im privaten Einzelhandel auch für junge Menschen bezahlbar. Innovative Produktlösungen, welche keine Einschränkungen im Alltag mehr darstellen, flankieren den beschriebenen Gesamttrend.

Das Ziel des vorliegenden in vitro Versuchs war, mögliche gegenseitige Wechselwirkungen des Bleachings und der Herstellung eines adhäsiven Verbundes an präparierten Rinderzähnen zu analysieren und dahingehend zu untersuchen, ob bisher bekannte Materialeigenschaften nachhaltig beeinflusst werden.

Dem Versuchsdesign war zugrunde gelegt, beide potenzielle Einflussfaktoren - Bleaching und Bonding - sowohl getrennt als auch kombiniert betrachten zu können. Die isolierte Erfassung des Bleachings wurde durch dessen Anwendung und messtechnische Ergebniskontrolle in nur einer der beiden Versuchsgruppen als definierte Vorbehandlung ausgeführt. Im Anschluss daran wurde an beiden Gruppen ein adhäsiver Verbund hergestellt. Die Gruppe mit den bereits gebleichten Zähnen wurde der Kontrollgruppe, bei welcher die Zähne noch die Ausgangsfarbe vom Versuchsbeginn aufwiesen, gegenübergestellt. Die Aufgabe dieser Kontrollgruppe war, ausschließlich vom Bonding ausgehende Effekte betrachten zu können. Mögliche Wechselwirkungen beider Verfahren wurden in der vorgebleichten Gruppe mit adhäsivem Verbund gesucht.

Die Evaluierung der Farbveränderungen des Schmelzes wurde nach dem CIEL\*a\*b\* - System vorgenommen. Hinsichtlich der Bleichung zeigte sich eine leichte Blauverschiebung der Zähne. Ausgehend von einem sehr hellen Substratmaterial genügte die erzielte weitere Aufhellung nicht dem statistischen Nachweis. Farbliche Veränderungen, welche auf die temporäre Anhaftung des Adhäsivs sowie dessen Abscherung zurückzuführen sind, zeigen gruppenspezifische Unterschiede. Bei den unvorbehandelten und abgescherten Versuchszähnen wurde durch einen einseitigen Test eine Grünverschiebung nachgewiesen, welche allerdings in erster Linie eine Verschiebung weg von Rot darstellt. Weiter wurde in dieser Gruppe keine Veränderung der Farbe festgestellt. Daneben zeigte sich in der vorbehandelten und abgescherten Gruppe zwar hinsichtlich des Rot - Grün - Parameters keine Signifikanz, jedoch eine mit dem Adhäsivverbund einhergehende weitere signifikante

Blauverschiebung. An dieser Stelle wird der kombinierten Einflussnahme von Vorbehandlung durch Peroxid und adhäsivem Verbund insofern Rechnung getragen, dass abgeleitet von der Kontrollgruppe keine Gelb - Blau Parameterveränderung eintritt und somit der Grund dafür in der zeitlichen Terminierung der Farbmessung nach dem Bleichen liegt. Ein zu früh angesetzter Farbmessungszeitpunkt hätte zur Folge, dass nicht vollständig vollzogene Veränderungen der nächsten Messung zugerechnet würden. Denkbar ist auch eine Nachbleichung im Lagerungsmedium der Versuchszähne durch entsprechend in Lösung gegangene Restradikale sowie veränderte Reflexionseigenschaften auf behandelten bzw. unbehandelten Schmelzoberflächen.

Die statistische Analyse der Haftkräfte durch Abscheren erbrachte, ausgehend vom Haftkraftniveau der ungebleichten Versuchszähne, leicht höhere Haftkräfte auf den gebleichten Oberflächen. Dieses Ergebnis ist vor dem Hintergrund einseitiger ARI - Score Werte zu sehen, die überwiegend das Versagen der adhäsiven Kräfte zwischen Adhäsiv und Bracket nachweisen. Somit kann auf die die absolute Haftkraft betreffenden Faktoren zwischen Schmelz und Adhäsiv aus der Vorbehandlung nur bedingt geschlossen werden.

Nach Durchführung dieser Arbeit kann zusammengefasst festgehalten werden, dass farbliche Veränderungen mit dem eingesetzten Material im Ausmaß marginal sind und Veränderungen bekannter Richtung vom Bleichen ausgehen. Werden darüber hinaus morphologische Oberflächenwirkungen im Vorfeld eines adhäsiven Verbundes angesprochen, können unter Berücksichtigung natürlicher Remineralisationszeiten und tatsächlich in der Praxis durchgeführter Maßnahmenabfolgen keine Beeinträchtigungen gesehen werden.

## 8 Literaturverzeichnis

3M Espe: Rogatec Verbundsystem.

Scientific Affairs 12/01.

3M Unitek: <http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=666666UuZjcFSLXTtmxTyM8T2EVuQEcuZgVs6EVs6E666666-->.

Abuabara, A., Dos Santos, A.J.S., Aguiar, F.H.B., Lovadino, J.R., 2004. Evaluation of mikroleakage in human, bovine and swine enamels. Brazil. Oral. Res., 1 - 6.

Adanir, N., Türkkahraman, H., Güngör, A.Y., 2007. Effects of fluorosis and bleaching on shear bond strength of orthodontic brackets. Eur. J. Dent. 1, 230 - 235.

Algera, T.J., Kleverlaan, C.J., Prahl - Andersen, B., Feilzer, A.J., 2008. The influence of different bracket base surfaces on tensile and shear bond strength. Eur. J. Orthod. 30, 490 - 494.

Alster, D., Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L., 1995. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. J. Dent. Res. 74, 1745 - 1748.

Andrews, L. F., 2007. A historical overview of orthodontic fixed appliances. In: Trevisi, H., Smart Clip™ Self - Ligating Appliance System. Elsevier, Amsterdam

Artun, J., Bergland, S., 1984. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid - etch enamel pretreatment. Am. J. Orthod. 85, 333 - 340.

Azezullah, F., 2006. Abscherversuche verschiedener Systeme von Kunststoff- und Keramikbrackets mit ihren Befestigungskompositen. Med. Dent. Diss., Frankfurt/M.

Berger - Schunn, A., 1994. Praktische Farbmessung: Ein Buch für Anfänger, eine Gedächtnisstütze für Könner.

2. Aufl., Muster – Schmidt, Göttingen, Zürich.

Binder, M., 2002. Der CIELab Farbenraum (DIN7174).

[http://www.binder-muc.de/index.php?option=com\\_content&task=view&id=57&Itemid=99&lang=de](http://www.binder-muc.de/index.php?option=com_content&task=view&id=57&Itemid=99&lang=de).

Bishara, S.E., Olsen, M.E., Von Wald, L., 1997. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 112, 552 - 559.

Bishara, S.E., Oonsombat, C., Soliman, M.M., Ajlouni, R., Laffoon, J.F., 2005. The effect of tooth bleaching on the shear bond strength of orthodontic brackets.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 128, 755 - 760.

Bishara, S.E., Ostby, A.W., Laffoon, J.F., Warren, J., 2007. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling.

Angle Orthod. 77, 337 - 341.

Blunck, U., 2005. Marktübersicht Adhäsivsysteme.

Zahn. Prax. 8, 14 - 37.

Bosch, J.J., Coops, J.C., 1995. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness.

J. Dent. Res. 74, 374 - 380.

Braun, A., Jepsen, S., Krause, F., 2006. Spectrophotometric and visual evaluation of vital tooth bleaching employing different carbamide peroxide concentrations.

Department of Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn.

Brethauer, K., Poll, R., Reitemeier, B., 1996. Gerätetechnische Aspekte zur Farbbestimmung an medizinischen Objekten.

Biomed. Tech. 41, Erg.Bd. 1, 438.

Brodbelt, R.H.W., O'Brien, W.J., Fan, P.L., Frazer - Dip, J.G., Yu, R., 1981. Translucency of human dental enamel.

J. Dent. Res. 60, 1749 - 1753.

Bützer, P., „Alkohol“ Ethanol.

<http://www.swisseduc.ch/chemie/schwerpunkte/ethanol/docs/ethanol.pdf>.

Bulucu, B., Özsezer, E., Ertas, E., Yüksel, G., 2008. The effect of different light sources on microleakage of bleached enamel.

Dent. Mat. J., 27, 598 - 604.

Bulut, H., Kaya, A.D., Turkun, M., 2005. Tensile bond strength of brackets after antioxidant treatment on bleached teeth.

Eur. J. Orthod. 27, 466 - 471.

Buonocore, M.G., 1986. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding.

Arch. Oral Biol. 13, 61 - 67.

Cacciafesta, V., Sfondrini, M.F., Stifanelli, P., Scribante, A., Klersy, C., 2006. The effect of bleaching on shear bond strength of brackets bonded with a resin - modified glass ionomer.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 130, 83 - 87.

Cacciafesta, V., Süßenberger, U., Jost - Brinkmann, P.G., Miethke, R.R., 1998. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light - cured glass ionomer cements: an in vitro study.

Eur. J. Orthod. 20, 177 - 187.

Cevc, P., Schara, M., Ravnik, C., Skaleric, U., 1976. Study of the arrangement of crystallites in  $\gamma$  - irradiated human enamel by electron paramagnetic resonance.

J. Dent. Res. 55, 691 - 695.

Choi, K.K., Condon, J.R., Ferracane, J.L., 2000. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite.

J. Dent. Res. 79, 812 - 817.

Clarkson, B.H., Wefel, J., Edie, J., Wilson, M., 1981. SEM and microprobe analyses of enamel - metal - fluoride interactions.

J. Dent. Res. 60, 1912 - 1920.

- Corpas - Pastor, L., Villalba, M.J., De Dios Lopez - Gonzalez, G.J., Pedraza, M.V., Moore, K., Elias, A., 1997. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser - etched enamel vs. acid - etched enamel.  
J. Am. Dent. Assoc. 128, 732 - 737.
- Culpepper, W.D., 1970. A comparative study of shade - matching procedures.  
J. Prosthet. Dent. 24, 166 - 173.
- Dahl, J.E., Becher, R., 1995. Acute toxicity of carbamide peroxide and a commercially available tooth - bleaching agent in rats.  
J. Dent. Res. 74, 710 - 714.
- Dahl, J.E., Pallesen, U., 2003. Tooth bleaching a critical review of the biological aspects.  
Crit. Rev. Oral Biol. Med. 14, 292 - 304.
- Davis, W.B., 1975. Reduction in dentin wear resistance by irradiation and effects of storage in aqueous media.  
J. Dent. Res. 54, 1078 - 1081.
- Eanes, E.D., 1979. Enamel apatite: chemistry, structure and properties.  
J. Dent. Res. 58, 829 - 836.
- Eichner, K., Kappert, H.F., 2005. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung; Bd. 1: Grundlagen und Verarbeitung.  
Thieme, Stuttgart.
- Elegdak - Turk, S., Isci, D., Ozkalayci, N., Turk, T., 2009. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning methods.  
Eur. J. Orthod. 31, 84 - 89.
- Eliades, T., Kakaboura, A., Eliades, G., Bradley, T.G., 2001. Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives.  
Eur. J. Orthod. 23, 85 - 90.
- Endo, T., Ozoe, R., Shinkai, K., Aoyagi, M., Kurokawa, H., Katoh, Y., Shimooka, S., 2009. Shear bond strength of brackets rebounded with fluoride - releasing and -recharging adhesive system.  
Angle Orthod. 79, 564 - 570.



- Endo, T., Ozoe, R., Shinkai, K., Shimomura, J., Katoh, Y., Shimooka, S., 2008. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded to deciduous and permanent teeth. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 134, 198 - 202.
- Fairhurst, C.W., 1960. Compressive properties of dental gypsum. *J. Dent. Res.* 39, 812 - 824.
- Faltermeier, A., Behr, M., 2009. Effect of bracket base conditioning. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 135, 12.e1 - 12.e5.
- Ferracane, J.L., 1995. Current trends in dental composites. *Crohm* 6, 302 - 318.
- Fonesca, R.B., Haiter - Neto, F., Fernandes - Neto, A.J., Barbosa, G.A., Soares, C.J., 2004. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. *Arch. Oral Biol.* 49, 919 - 922.
- Göbel, M., 2003. In - vitro - Untersuchung kieferorthopädischer Haftverbundsysteme mit Scher- und Zugkräften unter dem Aspekt standardisierter Prüfverfahren. *Med. Dent. Diss., Freiburg/Br.*
- Goodkind, R.J., Keenan, K.M., Schwabacher, W.B., 1985. A comparison of chromascan and spectrophotometric color measurements of 100 natural teeth. *J. Prosthet. Dent.* 53, 105 - 109.
- Graham, B.S., Jones, D.W., Sutow, E.J., 1991. An in vivo and in vitro study of the loss of plasticizer from soft polymer - gel materials. *J. Dent. Res.* 70, 870 - 873.
- Grünberg, C., Fränzel, W., Schaller, H.G., 2010. Nanoindenterstudie zur Lagerung von Zähnen in Thymol.  
[http://www.ams.unibe.ch/AMS\\_online/3lt/daten/3LT/dienstag/TU\\_SS\\_PS/TU.SS.PS.72.pdf](http://www.ams.unibe.ch/AMS_online/3lt/daten/3LT/dienstag/TU_SS_PS/TU.SS.PS.72.pdf).
- Gwinnett, A.J., 1966. Histology of normal enamel. IV. microradiographic study. *J. Dent. Res.* 45, 870 - 873.
- Haller, B., Blunck, U., 2003. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl. Mitt.* 7, 48.

- Hayakawa, T., Horie, K., 1991. Adhesiveness of amide monomers to tooth substrate.  
Dent. Mater. J. 10, 165 - 171.
- Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T., 1999. Einführung in die Zahnerhaltung.  
Urban & Fischer, München, Jena.
- Heymann, H.O., 2005. Tooth whitening: facts and fallacies.  
Br. Dent. J. 198, 514 - 521.
- Hintz, J.K., Bradley, T.G., Eliades, T., 2001. Enamel colour changes following whitening with 10 per cent carbamide peroxide: a comparison of orthodontically - bonded / debonded and untreated teeth.  
Eur. J. Orthod. 23, 411 - 415.
- Horiuchi, S., Kaneko, K., Mori, H., Kawakami, E., Tsukahara, E., Yamamoto, K., Hamada, K., Asaoka, K., Tanaka, E., 2009. Enamel bonding of self - etching and phosphoric acid - etching orthodontic adhesives in simulated clinical conditions: debonding force and enamel surface.  
Dent. Mater. J. 28, 419 - 425.
- Iijima, M., Ito, S., Yuasa, T., Muguruma, T., Saito, T., Mizoguchi, I., 2008. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems.  
Dent. Mater. J. 27, 392 - 399.
- Jaffer, S., Oesterle, L.J., Newman, S.M., 2009. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets.  
Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 136, 83 - 86.
- Johnston, W.M., Kao, E.C., 1989. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry.  
J. Dent. Res. 68, 819 - 822.
- Joiner, A., 2006. The bleaching of teeth: a review of the literature.  
Unilever Oral Care, CH63 3JW, UK.
- Kaiser, W., 2006. Kunststoffchemie für Ingenieure.  
Hanser, München.

Kanjuparambil, J.P., 2010. Einfluss von thermozyklischer Belastung und Lokalisation auf die Haftung unterschiedlicher Befestigungskomposite im Wurzelkanal.

Med. Dent. Diss., Berlin.

Kollenberg, W., 2004. Technische Keramik: Grundlagen, Werkstoffe, Verfahrenstechnik. Vulkan, Essen.

Kunzelmann, Prof. Dr. K. - H., 2010.

<http://www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzelm/exponent-0.96.3/index.php?action=view&id=17&module=newsmodule&src=%40random42e4d0b65e3cc>.

Larmour, C.J., Mc Cabe, J.F., Gordon, P.H., 2000. An ex vivo assessment of resin - modified glass ionomer bonding systems in relation to ceramic bracket debond.

J. Orthod. 27, 329 - 332.

Lees, S., Trombly, P.L., Skobe, Z., Garipey, E.E., Trull, A.F., 1979. Modification of etching patterns in bovine dental enamel.

J. Dent. Res. 58, 1840 - 1847.

Lehmann, K.M., Hellwig, E., 1998. Einführung in die restaurative Zahnheilkunde.

Urban & Schwarzenberg, München.

Leon, J. M., 1982. Shade selection - the art and science of color matching.

Quintessence Int. 13, 851 - 859.

Levinkind, M., Vandernooti, T.J., Elliott, L.C., 1990. Electrochemical impedance characterization of human and bovine enamel.

J. Dent. Res. 69, 1806 - 1811.

Lugato, I.C.P.T., Pignatta, L.M.B., De Moraes Arantes, F., Santos, E.C.A., 2009. Comparison of the shear bond strengths of conventional mesh bases and sandblasted orthodontic bracket bases.

Braz. Oral Res. 23, 407 - 414.

Macentee, M., Lakowski, R., 1981. Instrumental colour measurement of vital and extracted human teeth.

J. Oral Rahbil. 8, 203 - 208.

Mahler, D.B., Bruce Ady, A., 1960. An explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products.

J. Dent. Res. 39, 578 - 589.

Marsh, P.D., 1992. Microbiological aspects of the chemical control of plaque and gingivitis.

J. Dent. Res. 71, 1431 - 1438.

Mc Clendon, J.F., Foster, W.C., Volney Ludwick, N., 1947. Prevention of dental caries by brushing the teeth powders containing flourapatite.

J. Dent. Res. 26, 233 - 239.

Miles, P.G., Pontier, J.P., Bahiraei, D., Clese, J., 1994. The effect of carbamide peroxide bleach on the tensile bond strength of ceramic brackets: an in vitro study.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 106, 371 - 375.

Montasser, M.A., Drummond, J.L., Evans, C.A., 2008. Rebonding of orthodontic brackets.

Angle Orthod. 78, 531 - 536.

Moritz, A., Lindenberger, R., Marvastian, L., Wernisch, J., 2009. Der adhäsive Verbund.

Prodental 4 - 9.

Moriwaki, Y., Kani, T., Kozatani, T., Tsutsumi, S., Shimode, N., Yamaga, R., 1968. The crystallinity change of bovine enamel during maturation.

J. Jpn. Dent. Mat. 9, 78 - 85.

Mortell, J.F.jr., Peyton, F. A., 1956. Observations of hunter - schreger bands.

J. Dent. Res. 35, 804 - 813.

Mortimer, E.C., Müller, U., 2010. Chemie.

Thieme, Stuttgart.

Mundstock, K.S., Sadowsky, P.L., Lacefield, W., Bae, S., 1999. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 116, 635 - 641.

Myers, C.L., Rossi, F., Cartz, L., 1974. Adhesive taglike extensions into acid - etched tooth enamel.

J. Dent. Res. 53, 435 - 441.

- Nakabayashi, N., Saimi, Y., 1996. Bonding to intact dentin.  
J. Dent. Res. 75, 1706 - 1715.
- Nakamichi, I., Iwaku, M., Fusayama, T., 1983. Bovine teeth as possible substitutes in the  
adhesion test.  
J. Dent. Res. 62, 1076 - 1081.
- Nelson, D.G.A., Jongebloed, W.L., Arends, J., 1984. Crystallographic structure of enamel  
surfaces treated with topical fluoride agents: TEM and XRT considerations.  
J. Dent. Res. 63, 6 - 12.
- Newman, G.V., Newman, R.A., Sun, B.I., Ha, J.L., Ozsoylu, S.A., 1995. Adhesion promoters,  
their effect on the bond strength of metal brackets.  
Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 108, 237 - 241.
- Nour El - Din, A.K., Miller, B.H., Griggs, J.A., Wakefield, C., 2006. Immediate bonding to  
bleached enamel.  
Oper. Fent. 31, 106 - 114.
- Oeschger, U., 2005. Der Einfluss ausgesuchter Speichelproteine auf die Demineralisation von  
bovinem Zahnschmelz - eine In - vitro – Studie.  
Med. Dent. Diss., Freiburg/Br.
- Oesterle, L.J., Shellhart, W.C., Belanger, G.K., 1998. The use of bovine enamel in bonding  
studies.  
Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 114, 514 - 519.
- Özcan, M., Finnema, K., Ybema, A., 2008. Evaluation of failure characteristics and bond  
strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base  
silanization.  
Eur. J. Orthod. 30, 176 - 182.
- Öztürk, B., Malkoc, S., Koyutürk, A.E., Catalbas, B., Özer, F., 2008. Influence of different  
tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems.  
Eur. J. Orthod. 30, 407 - 412.

- Oliver, R.G., 1988. The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive.  
Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 93, 196 - 200.
- Orellana, M.F., Nelson, A.E., Carey, J.P.R., Heo, G., Boychuk, D.G., Major, P.W., 2008. Surface analysis of etched molar enamel by gas adsorption.  
J. Dent. Res. 87, 532 - 536.
- Ozer, M., Arici, S., 2005. Sandblasted metal brackets bonded with resin - modified glass ionomer cement in vivo.  
Angle Orthod. 75, 406 - 409.
- Prietsch, J.R., Spohr, A.M., Da Silva, I.N.L., Beck, J.C.P., Oshima, H.M.S., 2007. Development of a device to measure bracket debonding force in vivo.  
Eur. J. Orthod. 29, 564 - 570.
- Ramfjord, S.P., 1989. Dentistry in the 21<sup>st</sup> century.  
Quintessence Int. 20, 167 - 171.
- Read - Ward, G.E., Jones, S.P., Davis, E.H., 1997. A comparison of self - ligating and conventional orthodontic bracket systems.  
Br. J. Orthod. 24, 309 - 317.
- Regel, I., 2003. Der Einfluss von Pellikel und Speichelionen auf die Fluoridfreisetzung und -wiederaufnahme von Glasionomerkement, sowie ihr Einfluss auf die Fluoridanreicherung im Zahnschmelz.  
Med. Dent. Diss., Hamburg.
- Retief, D.H., 1973. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid.  
J.Dent. Res. 52, 333 - 341.
- Retief, D.H., Wendt, S.L., Bradley, Denys, F.R., 1989. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2 / Silux to dentin.  
Am. J. Dent. 2, 269 - 273.
- Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J., 1995. Color science and shade selection.  
Year Book Med. Pub, 488 - 496.

- Ruse, N.D., Smith, D.C., Torneck, C.D., Titley, K.C., 1990. Preliminary surface analysis etched, bleached, and normal bovine enamel.  
J. Dent. Res. 69, 1610 - 1613.
- Russel, J.S., 2005. Current products and practice aesthetic orthodontic brackets.  
J. Orthod. 32, 146 - 163.
- Saleski, C.G., 1972. Color, light and shade matching.  
J. Prosthet. Dent. 27, 263 - 268.
- Samruajbenjakul, B., Kukiattrakoon, B., 2009. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains.  
Angle Orthod. 79, 571 - 576.
- Sanad, M.E.E., Combe, E.C., Grant, A.A., 1982. The use of additives to improve the mechanical properties of gypsum products.  
J. Dent. Res. 61, 808 - 810.
- Sauter, M., 2006. Vergleich der durch Bleichen bedingten Mikrohärteveränderung des Schmelzes an Menschen- und Rinderzähnen unter Verwendung von zwei unterschiedlichen carbamidperoxidhaltigen Bleichmitteln.  
Med. Dent. Diss., Freiburg/Br.
- Schafhausen, M., 2007. Die Retentionskraft von drei Befestigungszementen in Abhängigkeit von der Testmethode.  
Med. Dent. Diss., Gießen.
- Schießl, C., 2008. Thermische Analyse - Möglichkeiten zur Untersuchung von dentalen Kunststoffen.  
Med. Dent. Diss., Regensburg.
- Schmidseder, J., Munz, T., 1998. Ästhetische Zahnmedizin, Reihe: Farbatlanten der Zahnmedizin.  
Thieme, Stuttgart.
- Schmidt, R.F., Thews, G., 1997. Physiologie des Menschen.  
Springer, Berlin.

Schneider, P.M., Messer, L.B., Douglas, W.H., The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite resin to permanent human enamel.

J. Dent. Res. 60, 895 - 900.

Schwertner, K., 2010. Vergleich verschiedener Methoden der Haftkraftmessung von Dentinadhäsiven.

Med. Dent. Diss., Frankfurt /M.

Seghi, R.R., Hewlett, E.R., Kim, J., 1989. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain.

J. Dent. Res. 68, 1760 - 1764.

Setz, J., Geis - Gerstorfer, J., Weber, H., 1992. Objective tooth color determination. Error source elimination.

Dent. Labor Munich 40, 667 - 670.

Sheets, C.G., 1987. Modern dentistry and the esthetically aware patient.

J. Am. Dent. Assoc., 103E - 105E.

Sheykholeslam, Z., Buonocore, M.G., 1972. Bonding of resins to phosphoric acid - etched enamel surfaces of permanent and deciduous teeth.

J. Dent. Res. 51, 1572 - 1576.

Shiau, J.Y., Rasmussen, S.T., Phelps, A.E., Enlow, D.H., Wolf, G.R., 1993. Analysis of the “shear”bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques.

J. Dent. Res., 72, 1291 - 1297.

Sim, C.P., Yap, A.U., Teo, J., 2001. Color perception among different dental personal.

Oper. Dent. 26, 435 - 439.

Silverstone, L.M., Saxton, C.A., Dogon, I.L., Fejerskov, O., 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy.

Caries Res. 9, 373 - 387.

Siomka, L.V., Powers, J.M., 1985. In vitro bond strength of treated direct - bonding metal bases.

Am. J. Orthod. 88,133 - 136.



Solderquist, S.A., Drummond, J.L., Evans, C.A., 2006. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 129, 175.e7 - 175.e12.

Sorenson, F.M., Gatewood, D.C., 1966. Formalin penetration of extracted teeth.

J. Dent. Res. 45, 1413 - 1418.

Sunna, S., Rock, W.P., 1998. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial.

Br. J. Orthod. 25, 283 - 287.

Tong, L.S.M., Pang, M.K.M., Mok, N.Y.C., King, N.M., Wei, S.H.Y., 1993. The effects of etching, micro - abrasion, and bleaching on surface enamel.

J. Dent. Res., 72, 67 - 71.

Trevisi, H., 2007. Smart Clip™Self - Ligating Appliance System.

Elsevier, Amsterdam.

Trimpeeneers, L.M., Dermaut, L.R., 1996. A clinical trial comparing the failure of two orthodontic bonding systems.

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 110, 247 - 250.

Tsuda, H., Arends, J., 1994. Orientational micro - raman spectroscopy on hydroxyapatite single crystals and human enamel crystallites.

J. Dent. Res. 73, 1703 - 1710.

Türkkahraman, H., Adanir, N., Güngör, A.Y., 2007. Bleaching and desensitizer application effects on shear bond strengths of orthodontic brackets.

Angle Orthod. 3, 489 - 493.

Uysal, T., Basciftci, F.A., Usumeze, S., Sari, Z., Buyukerkmen, A., 2003. Can previously bleached teeth be bonded safely?

Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 123, 628 - 632.

Van der Burgt, T.P., Bosch, J.J., Borsboom, P.C., Kortsmit, W.J., 1990. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color.

J. Prosthet. Dent. 63, 155 - 162.

Van Landuyt, K.L., De Munck, J., Snauwaert, J., Coutinho, J., Poitevin, A., Yoshida, Y., Inoue, S., Peumans, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., 2005. Monomer - solvent phase separation in one - step self - etch adhesives.

J. Dent. Res. 84, 183 - 188.

Van Landuyt, K.L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., 2007. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives.

Biomat. 28, 3757 - 3785.

Van Landuyt, K.L., Yoshida, Y., Hirata, I., Snauwaert, J., De Munck, J., Okazaki, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., 2008. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance.

J. Dent. Res. 87, 757 - 761.

Van Meerbeek, B., Inokoshi S., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G., 1992.

Morphological aspects of the resin - dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems.

J. Dent. Res. 71, 1530 - 1540.

Weber, T., 2010. Memorix Zahnmedizin.

Thieme, Stuttgart.

Wenger, N.A., Deacon, S., Harradine, N.W.T., 2008. A randomized control clinical trial investigating orthodontic bond failure rates when using Orthosolo universal bond enhancer compared to a conventional bonding primer.

J. Orthod. 35, 27 - 32.

White, S.N., Luo, W., Paine, M.L., Fong, H., Sarikaya, M., Snead, M.L., 2001. Biological organization of hydroxyapatite crystallites into a fibrous continuum toughens and controls anisotropy in human enamel.

J. Dent. Res. 80, 321 - 326.

Wichelhaus, A., 2007. Basics of sliding mechanics.

Klinik für Kieferorthopädie und Kinderzahnmedizin, Uni. Basel.

Williams, J.K., Cook, P.A., Isaacson, K.G., Thom, A.R., 2000. Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen. Thieme, Stuttgart.

Williams, V.D., Svare, C.W., 1985. The effect of five - year storage prior to bonding on enamel / composite bond strength. J. Dent. Res. 64, 151 - 154.

Wriedt, S., Keller, S., Wehrbein, H., 2008. The effect of debonding and / or bleaching on enamel color - an in - vitro study. J. Orofac. Orthop. 69, 169 - 176.

Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Tagawa, Y., Suzuki, K., De Munk, J., Van Meerbeek, B., 2004. Comparative study of adhesive performance of functional monomers. J. Dent. Res. 83, 454 - 458.

Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Yoshioka, M., Snauwaert, J., Abe, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Okazaki, M., 2001. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. J. Dent. Res. 80, 1565 - 1569.

## 9 Anhang

### Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.	Graphische Darstellung der Schnittstellen 1 und 2 eines am Zahn befestigten Brackets.....	4
Abb. 2.	Hexagonale Grundstruktur des Fluorapatit – Kristalls.....	7
Abb. 3.	Schmelzprisma – Ausschnitt.....	9
Abb. 4.	Orthophosphorsäure (nach E. C. MORTIMER et al., 2010).....	15
Abb. 5.	Phthalatsäureester (nach E. C. MORTIMER et al., 2010).....	15
Abb. 6.	Funktionelle Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2005, 2007).....	16
Abb. 7.	Cross - linking Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007, 2008). ....	18
Abb. 8.	Initiator Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).....	19
Abb. 9.	Inhibitor Monomere (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).....	19
Abb. 10.	Schema eines hexagonal dicht - gepackten Gitters (nach W. KOLLENBERG, 2004). ....	21
Abb. 11.	Detaildarstellungen des Aufbaus von Aluminiumoxid (grau: Sauerstoffionen, rot: Aluminiumionen, blau: Leerstellen) (nach W. KOLLENBERG, 2004). ....	21
Abb. 12.	Chemische Grundstruktur des Aluminiumoxids (nach W. KOLLENBERG, 2004).....	22
Abb. 13.	Bracketvergleich (links: nicht programmiertes Bracket, mitte: teilweise programmiertes Bracket, rechts: voll programmiertes Bracket) (nach A. WICHELHAUS, 2007).....	24
Abb. 14.	Schematische Darstellung der durchschnittlichen mesiodistalen Kronenangulation für Oberkiefer- und Unterkieferzähne (nach H. TREVISI, 2007).....	25
Abb. 15.	Schematische Darstellung der durchschnittlichen labiolingualen Kronenneigung im Oberkiefer- und Unterkieferzahnbogen (nach H. TREVISI, 2007).....	25
Abb. 16.	Clarity SL Bracket, Vergrößerung ca. 1:0,1 (Beschriftung: 3M UNITEK). ....	26
Abb. 17.	Peroxide (nach E. C. MORTIMER et al., 2010).....	28
Abb. 18.	Schematische Darstellung des Bleichvorgangs. Unterscheidung in sichtbare Veränderungen am Zahn, chemische Reaktionen und Stoffumwandlung (nach J. SCHMIDSEDER et al., 1998).....	31
Abb. 19.	Veresterung von 4 - MET in ethanolischer Lösung (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).....	35
Abb. 20.	Radikalisierung der Initiatoren über Lichteinwirkung (linke Seite) oder über chemische Reaktionen (rechte Seite) (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).....	38
Abb. 21.	Polymerisationsreaktionen (nach K. L. VAN LANDUYT et al., 2007).....	39

Abb. 22.	Basisdesign (Vergrößerung links 1:0,05, rechts 1:0,01) (aus B. SAMRUAJBENJAKUL et al., 2009).....	42
Abb. 23.	Vorbehandlung mit Rocatec Pre zur Vergrößerung der Oberfläche (nach 3M ESPE). ....	45
Abb. 24.	Keramisierung mit Rocatec Plus / Rocatec Pre (nach 3M ESPE). ....	45
Abb. 25.	Silikatisierte Oberfläche und Silanmoleküle (nach 3M ESPE).....	46
Abb. 26.	Verbund SiO <sub>2</sub> mit Silan (nach 3M ESPE). ....	46
Abb. 27.	Schematische Darstellung der Streuung des Lichts aufgrund des Opaleffekts (nach K.-H. KUNZELMANN, 2010). ....	52
Abb. 28.	Elektronenanregung durch Einwirkung von UV – Licht (schwarz) und die anschließende Energiefreigabe in Form von Lichtemission (rot) (nach K.-H. KUNZELMANN, 2010).....	53
Abb. 29.	Reflexionen (nach K.-H. KUNZELMANN, 2010). ....	54
Abb. 30.	Simultantest (nach K.-H. KUNZELMANN, 2010). ....	55
Abb. 31.	Schematische Darstellung des CIEL*a*b* - Farbraums (nach M. BINDER, 2002).....	58
Abb. 32.	Schematische Darstellung des Versuchsablaufs inklusive der drei Messkomponenten Farbe (rot), Haftkraft (grün) und ARI – Score (lila). ....	60
Abb. 33.	Extrahierte Rinderzähne nach Versäuberung, Vergrößerung ca. 1:1,4. ....	61
Abb. 34.	Herstellung der Prüfkörper. ....	65
Abb. 35.	Eingebettete Rinderzähne, Vergrößerung ca. 1:1,9. ....	65
Abb. 36.	Bleichmittel (Spritzkanülen mit Aufsätzen). ....	67
Abb. 37.	Hilfsmittel zur Bracketbefestigung (links: Instrumente und Adhäsivsystem, rechts: Polymerisationslampe). ....	68
Abb. 38.	Universaltestmaschine. ....	69
Abb. 39.	Positionierung der Gipsblöcke in der Universaltestmaschine. ....	69
Abb. 40.	ARI – Score. ....	71
Abb. 41.	Verteilung - $\Delta E$ - Werte gesamt. ....	73
Abb. 42.	Verteilung - $\Delta E$ - Werte $\leq 3$ .....	74
Abb. 43.	Verteilung - Helligkeitsparameter L. ....	76
Abb. 44.	Verteilung - Rot - Grün - Parameter a. ....	77
Abb. 45.	Verteilung - Gelb - Blau - Parameter b.....	78
Abb. 46.	Verteilung - Haftkraftmessung / SBS.....	80
Abb. 47.	Häufigkeitsverteilung - ARI – Score.....	82

## **Tabellenverzeichnis**

Tab. 1.	Physikalisches Anforderungsprofil für zahnärztliche Materialien (nach C. Schießl, 2008).	5
Tab. 2.	Anorganische Bestandteile des menschlichen Zahnschmelzes (nach E. D. EAMES, 1979).	6
Tab. 3.	Überblick der 4 Typen von Adhäsivsystemen. Differenzierung nach Anzahl und Art der verschiedenen Arbeitsschritte (nach A. MORITZ et al., 2009).	13
Tab. 4.	Übersicht über die benützten Werkstoffe.	62
Tab. 5.	Übersicht über die benützten Geräte.	63

## Abkürzungsverzeichnis

$\alpha$	Alpha
$a^*$	Rot - Grün - Parameter
Å	Angström
Abb.	Abbildung
$Al_2O_3$	Aluminiumoxid
ARI	Adhesive Remnant Index
$b^*$	Gelb - Blau - Parameter
B - U	“Gebleicht” - “Ungebleicht”
BHT	Butylhydroxytoluol
Bis - GMA	Bisphenol - A - Glycidylmethacrylat
BPDM	Biphenyl Dimethacrylat
BPO	Benzylperoxid
C	Kohlenstoff
°C	Temperatur in Grad Celsius
Ca	Kalzium
CI	Vertrauensintervall
CIE	Commission International de l’Eclairage
CIM	Ceramic Injection Molding
Cl	Chlorid
Clarity SL	Keramikbracket Clarity SL
cm	Zentimeter
$CO_2$	Kohlendioxid
CQ	Campherchinon
DB - B	„Debonding der Gebleichten” - “Gebleicht”
DU - U	„Debonding der Ungebleichten“ - „Ungebleicht“
E - Modul	Elastizitätsmodul
$\Delta E$	Euklidischer Abstand

F	Fluorid
F	Kraft
Gew%	Gewichtsprozent
g	Gramm
h	Stunde
H	Wasserstoff
HEMA	Hydroxyethyl - Methacrylat
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Wasserstoffperoxid
Hz	Hertz
IgA	Immunglobulin IgA
K	Kalium
Kap.	Kapitel
km / h	Kilometer pro Stunde
L*	Helligkeitsparameter
m / s	Meter pro Sekunde
m <sup>3</sup> / h	Kubikmeter pro Stunde
MBT™	McLaughlin, Bennett, Trevisi
10 - MDP	10 - Methacryloyloxydecyl Dihydrogenphosphat
MEHQ	Monomethyl - Ether - Hydroquinon
4 - MET	4 - Methacryloyloxyethyl Trimellithsäure
mg	Milligramm
min	Minute
Mio.	Millionen
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MPa	Mega - Pascal
µm	Mikrometer
n	Anzahl



N	Newton
Na	Natrium
NaCl	Natriumchlorid
nm	Nanometer
$\eta$	Median
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
p	Signifikanz
P	Phosphor
PENTA	Dipentaerythritol Pentaacrylat Monophosphat
PMMA	Polymethylmethacrylat
PMD	Pyromellith Diethylmethacrylat
PPD	Phenyl - Propandion
pH - Wert	Pondus Hydrogenii - Wert
r	Korrelationskoeffizient
s	Sekunde
SBS	Shear Bond Strength
SEM	Scanning electron microscope
SE Mean	Standard error of the mean
SiO <sub>2</sub>	Siliziumdioxid
StDev	Standardabweichung Tabelle
Tab.	Tabelle
TCB	Butan - 1,2,3,4 - Tetracarboxylsäure Di - 2 - Hydroxyethylmethacrylatester
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
U / min	Umdrehungen pro Minute
UDMA	Urethandimethacrylat
UV	Ultraviolett
W	Watt

**Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die hier vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Isabell Immerz

### **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. P. Proff für die Vergabe der Doktorandenstelle, seiner engagierten Unterstützung während der Arbeit und der guten kieferorthopädischen Ausbildung während meiner Studienzeit.

Bei Herrn PD Dr. A. Faltermeier bedanke ich mich außerordentlich für die Überlassung des Themas, der tatkräftigen Betreuung und uneingeschränkten Hilfsbereitschaft während der Erstellung der Arbeit, sowohl bei der Ausführung des praktischen Teils als auch bei der Verfassung des theoretischen Teils.

Ebenso ist es mir ein großes Anliegen, mich bei Herrn Prof. Dr. J. Fanghänel für die hilfreichen Korrekturen und die verbessernden Vorschläge zu bedanken.

Ein herzliches Dankeschön geht auch an die Mitarbeiter der Poliklinik für Kieferorthopädie, die mich während der Durchführung der praktischen Arbeit unterstützt haben.

Isabell Immerz